

24 4/62



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

*"Vobo"  
Alfonso Guill.  
oct 5/82*

**MATERIALES RESTAURADORES PERMANENTES MAS  
COMUNES EN LA PRACTICA ODONTOLOGICA**

**T E S I S  
QUE PARA OBTENER  
EL TITULO DE  
CIRUJANO DENTISTA  
P R E S E N T A  
JOSE ANGEL LEAL SOTO**



MEXICO, D. F.

EXAMENES 5082  
PROFESIONALES



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

# TESIS CON FALLA DE ORIGEN

INDICE

	PAGINA.
INTRODUCCION.	6
ANTECEDENTES HISTORICOS.	8
RESEÑA HISTORICA.	
HISTORIA PRIMITIVA	10
PERIODO MEDIOEVAL	11
ALGUNAS ARTES CONTEMPORANEAS DE LA EDAD MEDIA.	13
PERIODO MODERNO PRIMITIVO	
COMIENZO DE LA CIENCIA DENTAL.	14
PERIODO DE MEJORAMIENTO MECANICO 1840-1900.	16
AVANCEMIENTOS DESDE 1900.	18
ALCANCE DE LOS MATERIALES EN LA ODONTOLOGIA RESTAURADORA.	19
CIENCIAS BASICAS APLICADAS A LOS MATERIALES RESTAURADORES.	20
APLICACION DE DIVERSAS CIENCIAS.	20
<b>1. NATURALEZA Y MANIPULACION DE LOS MATERIALES.</b>	
<b>1.- UNIONES ATOMICAS.</b>	22
Aplicaciones en la Odontología.	
Atracciones Interatómicas	22
UNIONES PRIMARIAS	22
Uniones Iónicas.	
Uniones covalentes.	
Uniones metálicas.	22
COMBINACION DE UNIONES ELECTRONICAS Y COVALENTES.	25
Electronegatividad.	
COMBINACION DE UNIONES METALICAS Y IONICAS.	25
UNIONES SECUNDARIAS.	25
Fuerzas Polares.	
Fuerza de dispersión.	27
QUELACION.	27
ENERGIA POTENCIAL Y DISTANCIAS INTERATOMICAS.	27
RESUMEN	27-28
<b>2.- PROPIEDADES FISICAS Y MECANICAS.</b>	29
Propiedades Fisicas.	
Propiedades Ópticas.	
Propiedades eléctricas y electroquímicas.	
Series de fuerza electromotriz.	29
Conductividad eléctrica.	30
Resistividad eléctrica.	
Propiedades térmicas.	30
Conducción térmica.	
Conductividad térmica.	
Difusibilidad térmica.	
Coefficiente de expansión térmica lineal	30



<i>Propiedades superficiales.</i>	PAGINA.
<i>Energía característica de una superficie.</i>	30
<i>Propiedades mecánicas.</i>	31
<i>Tipos básicos de tensiones.</i>	
<i>Principales propiedades mecánicas y relaciones entre tensión y deformación.</i>	31
<i>Tensión nominal.</i>	
<i>Deformación nominal.</i>	
<i>Módulo elástico.</i>	
<i>Límite proporcional.</i>	
<i>Límite elástico.</i>	
<i>Resistencia a la fluencia.</i>	
<i>Resistencia final.</i>	
<i>Resistencia a la fractura.</i>	31
<i>Resistencia traccional diametral.</i>	32
<i>Ductilidad.</i>	
<i>Alargamiento.</i>	
<i>Resiliencia.</i>	
<i>Tenacidad.</i>	
<i>Régimen de carga, fatiga, Creep y Creep dinámico.</i>	32
<i>Dureza.</i>	32
<i>Brinell.</i>	33
<i>Knoop.</i>	
<i>Vickers.</i>	
<i>Rockwell.</i>	
<i>Shore A.</i>	
<i>Comportamiento viscoso, elástico, anelástico y viscoelástico de los materiales.</i>	33
<i>Tixotropía.</i>	33
<i>Anelástico (elasticidad demorada).</i>	34
<i>Viscoelástico.</i>	34
<b>RESUMEN.</b>	34-35
<b>3.- COLOR Y ASPECTO</b>	<b>36</b>
<b>IMPORTANCIA.</b>	
<i>Definición de color.</i>	
<i>Variablas.</i>	
<i>Tinte.</i>	
<i>Valor.</i>	
<i>Intensidad.</i>	
<i>Sistemas de color.</i>	
<b>COLOR Y MECLRO DE COLORES.</b>	<b>36</b>
<i>Luz blanca</i>	
<i>Colores primarios, secundarios y complementarios</i>	<b>37</b>
<i>Colores primarios.</i>	
<i>Colores secundarios.</i>	
<i>Colores complementarios.</i>	
<i>Colores transmitidos y reflejados de los objetos.</i>	<b>37</b>
<i>Color transmitido</i>	<b>37</b>
<i>Color reflejado</i>	<b>38</b>
<i>Reflexión.</i>	
<i>blanco</i>	
<i>negro</i>	<b>38</b>

Mezcla de colores.	38
Mezcla aditiva.	
Mezcla sustractiva.	38
FACTORES QUE AFECTAN EL ASPECTO DEL COLOR.	38
Fuente.	
Contenido de color.	
Objeto.	
Reflectancia de color y transmitancia de color.	38
Clasado.	39
Observador.	
Respuestas.	
Visión de color.	
Ilusión óptica.	
Fatiga de color y posimágenes complementarias.	
IGNILACION DE COLORES.	39
Metamerismo.	
Par metamérico.	
Par isomérico.	39
Efectos del metamerismo.	40
Fluorescencia.	40
Luz e Interfaces.	41
Reflexión.	
Superficie lisa.	
Reflexión primaria.	
Reflexión secundaria.	
Superficie rugosa.	41
Refracción.	42
Transmisión.	
Dispersión.	
ASPECTO DE LAS CORONAS DE PORCELANA DENTALES.	43
Reflexión.	
Refracción.	
Transmisión.	
Dispersión.	
Respaldo.	43
RESUMEN.	43-44
4.- FENOMENOS DE SUPERFICIE Y ADHESION.	45
Energía superficial.	45
Sinterizado.	46
Mojado.	
Ángulo de contacto de líquidos sobre sólidos.	46
Adsorción.	47
Coloides.	47
partículas insolubles dispersas	
moléculas grandes.	
Coloides de asociación.	
Penetración capilar.	47
Elevación capilar.	48
Coeficiente de penetración.	
Adhesión capilar.	48
Presión capilar negativa en los sitios de caries.	49

	PAGINA.
Propagación.	65
Terminación.	
Contracción.	
Sorción hídrica.	65
Propiedades.	67
Factores principales.	
Tipos de polímeros.	
Prepolímeros.	
Otras consideraciones.	
Efectos biológicos.	67
Tipos de polímeros comerciales. (Hidrocoloides / reversibles)	68
Materiales para impresión a base de alginato.	
Materiales para impresión a base de mercaptanos.	
Materiales para impresión a base de silicatos.	
Polímeros para prótesis.	
Cemento de policarboxilato.	
Resinas de obturación directa. (autopolimerizantes), de tipo combinado.	
Selladores.	68
Mercaptanos, Monómeros, Polimerización. Polímero y prepolímero.	69
RESUMEN.	69
<b>POLÍMEROS DE ACRÍLICO Y BIS-GMA.</b>	<b>70</b>
Polímeros para base de prótesis.	
Aplicaciones en la Odontología	
Composición.	
Forma Física.	
Polvo.	
Líquido	
Composición.	
Peso molecular del polímero en esferulas.	
Tamaño de las partículas de las perlas del polímero.	70
Cuchos editivos.	71
Concentración del catalizador.	
Concentración del inhibidor.	
Agentes decolorantes cruzados.	
Etapas de la reacción de polimerización.	
Iniciación.	71
Propagación.	72
Terminación	
Procesamiento.	
Termocurado	
Formación de la masa.	
Aeroso o granuloso, Filamentoso, Plástico y Elástico o gomoso.	
Empaquetado.	
Ciclo de curado.	72
Resina fluida (curado en frío).	73
Preparación del molde.	
Colada.	
Ajuste de la presión.	
Acabado.	
Propiedades.	
Resistencia traccional y resistencia flexural.	73

Resistencia al impacto.	PAGE No.	74
Sorción Acuosas.		
Temperatura de transición vítrea (Tg) y		
Temperatura de ablandamiento.		74
Módulo de Young.		
Polímeros menos comunes.		
Nylon.		
Resinas epoxicas.		
Policarbonato.		
Efectos biológicos.		
Productos comerciales.		74
Materiales de restauración poliméricos.		75
Aplicaciones en la Odontología.		
Composición.		
Tipos.		
Peso molecular.		
Viscosidad.		75
Metacrilato de uretano.		76
Sistemas disponibles.		
Resinicos para obturación directa.		
Materiales para obturación de resinas combinadas.		
Componentes de un sistema de resinas combinadas.		
Monómeros.		76
Resinas		77
Tratamiento superficial.		
Iniciadores.		
Catalizadores.		
Inhibidores.		
Ácido metacrílico.		
Silica coloidal.		
Manipulación.		
Inserción.		
Retención.		
Contracción.		
Pelido		77
Aislación de la cavidad.		78
Resinas combinadas con ácido como grabador.		
Propiedades.		
Resistencia.		
Resistencia a la abrasión.		
Efectos biológicos.		
Productos comerciales.		
Selladores de puntos y fisuras		79
Aplicaciones en la Odontología.		
Composición		
Selladores de puntos y fisuras.		
Agentes fluorantes.		
Acondicionadores del esmalte.		
Sistemas de resinas.		
Activada por luz ultravioleta y activada químicamente.		79

	PÁGINA.
Aplicaciones clínicas.	79
Resultados de los estudios clínicos.	80
Efectos biológicos.	
Grabador.	
sistema de resina.	
Luz ultravioleta.	
Productos comerciales.	
Resinas acrílicas varias.	81
Polimetacrilato de Etilo.	
Aplicaciones en la Odontología.	
Acondicionadores de tejido y material para impresiones funcionales.	81
Composición.	
Sellador periférico y material para cubetas de fraguado rápido.	81
Composición.	
Restauraciones de coronas y de puentes temporarios.	81
Composición.	
Materiales blandos para rebasado.	81
Composición	
Productos comerciales disponibles.	81
Restauración temporaria de coronas y de puentes	82
Materiales blandos para rebasado de prótesis.	82
Adhesión directa para brackets para Ortodoncia	
Aplicaciones en Odontología.	
Composición.	
Propiedades.	
Grabado.	
Humedad y aire.	82
Tiempo de trabajo.	83
Unión.	
Efectos biológicos.	
Productos comerciales.	83
RESUMEN.	83
<b>8.- MATERIALES PARA PROTECTORES BUCALES.</b>	<b>84</b>
Aplicaciones en la Odontología.	
Tipos.	
Hechos a medida.	
Conformados en boca.	
comerciales.	
Conformados para el Usuario.	84
Composición.	85
Polímeros.	
Aditivos.	
Antioxidantes y estabilizadores.	
rellenos, plastificantes, lubricantes, colorantes, agentes saporíferos.	
Fabricación.	
Polimerización.	
Formulación.	
Procedo.	
Polímeros termoplásticos.	
Conformación al vacío.	85

	Pág./Nro.
Otros métodos.	86
Polímeros termorígidos.	
Aldeuto por compresión.	
Polímero a base de siliconas y catalizador.	
Propiedades.	
Características físicas.	
Intervalo de temperaturas de ablandamiento	86
Prueba de compresión.	87
Efectos biológicos.	
Productos comerciales.	87
RESUMEN.	88-89
9.- COMUNICACIONES DE TEJIDOS Y UNITARIOS PARA REEMPLAZO DE PRÓTESIS.	90
Acondicionadores de tejidos.	90
Aplicaciones en la Odontología.	
Composición.	
Propiedades. (dureza)	
Pérdida de peso.	90
Reproducción de detalles y estabilidad dimensional.	91
Deformación a la compresión.	
Encurrimiento.	
Manipulación.	
Efectos biológicos.	
Productos comerciales.	91
Materiales para rebasado resistentes Temporarios curados en boca.	92
Aplicaciones en la Odontología.	
Composición.	
Propiedades.	92
Manipulación	93
Efectos biológicos	
Materiales para rebasados resistentes procesados en el laboratorio.	93
Aplicaciones en la Odontología.	
Composición.	
Resinas acrílicas y plastificadores.	
Siliconas.	
Materiales que se emplean ampliamente hoy.	93
Propiedades.	
Manipulación.	
Efectos Biológicos	
Productos comerciales.	
Materiales duros para rebasados de prótesis.	94
Materiales duros para rebasado curados en boca.	
Aplicaciones en la Odontología.	94
Composición, Propiedades, Acción estética.	94
Dureza, Cambio de peso al almacenarlos en agua.	
Solubilidad en agua.	
Estabilidad al calor.	
Porosidad.	
Manipulación	
Efectos biológicos.	94

	PÁGINA.
Materiales duros para rebasado procesados fuera de la boca. Aplicaciones en la Odontología. Productos comerciales.	94
RESINEN.	95
<b>10.- MATERIALES PARA IMPRESION.</b>	<b>96</b>
Introducción.	
Compuesto para impresiones tipo II y tipo I.	
Aplicaciones.	
Composición.	
Resinas naturales (aproximadamente un 40%)	96
Ceras aproximadamente (un 7%)	97
ácido esteárico (aproximadamente un 3%)	
Rellenos y pigmentos Inorgánicos (aproximadamente un 50%).	
Mecanismo de endurecimiento.	
Propiedades.	
Escurecimiento.	
Conductividad térmica.	
Coefficiente de variación térmica.	
Manipulación.	
Calentamiento, Enfriamiento y retiro.	
Efectos Biológicos.	
Productos comerciales.	97
Oxido de Zinc Eugenol	98
Aplicaciones.	
Composición.	
Sistema de dos pastas.	
Sistemas de polvo y líquido.	
Reacción de fraguado	
Propiedades.	
Manipulación.	98
Efectos biológicos.	99
Productos comerciales.	99
Hidrocoloides de agar.	99
Aplicación.	
composición.	
Reacción de fraguado.	
Propiedades.	
Manipulación.	100
Calentamiento.	
Enfriamiento	
Tratamiento de la impresión.	
Estabilidad de la dimensión (estabilidad dimensional).	
Inbibición	
Sinéresis	
Características de manipulación.	100
Fraguado del yeso	101
Efectos biológicos.	
Productos comerciales	101

	Página
<b>Alginatos.</b>	
Aplicaciones.	
Composición.	
Reacción de fraguado.	
Reacciones.	
Propiedades.	
Dispersado, Temperatura de agua, Espatulado, tiempo de trabajo	101
Estabilidad, fraguado del yeso	102
Efectos biológicos.	103
Productos comerciales.	103
<b>Mercaptanos.</b>	103
Aplicaciones.	
Composición. (pasta base y pasta catalizadora).	103
Reacción de fraguado.	104
Propiedades técnicas.	
Recuperación elástica.	
Ecurrimiento.	
Flexibilidad.	
Manipulación.	
Proporcionamiento.	
Mezcla.	104
Tiempo de trabajo.	105
Contracción de polimerización.	
Manipulación.	
Efectos biológicos.	
Productos comerciales.	105
<b>Caschos de Siliconas.</b>	105
Aplicaciones en la Odontología.	
Composiciones de la pasta base y del catalizador	105
Reacción de fraguado.	107
Propiedades técnicas.	
Recuperación elástica, Ecurrimiento, Flexibilidad.	107
Estabilidad dimensional.	
Manipulación.	107
Efectos biológicos	108
Productos comerciales.	108
<b>Politéters.</b>	108
Aplicaciones.	
Composición de la pasta base y de la pasta catalizadora.	
Reacción de fraguado.	
Propiedades.	
Tiempo de trabajo, Consistencia, Estabilidad dimensional, elasticidad	
Ecurrimiento, flexibilidad, manipulación, efectos biológicos.	109
Productos comerciales	109
<b>RESUMEN.</b>	109-111



	PÁG. NÚ.
<b>11.- BARNICES Y RECUBRIMIENTOS CAVITARIOS.</b>	<b>112</b>
<i>Barnices cavitarios.</i>	
<i>Composición.</i>	112
<i>Aplicaciones</i>	115
<i>Manipulación.</i>	115
<i>Productos comerciales.</i>	116
<i>Recubrimientos.</i>	
<i>Composición</i>	117
<i>Aplicaciones.</i>	117
<i>Propiedades</i>	118-119
<i>Productos comerciales</i>	
<b>RESUMEN</b>	
<b>12.- CEMENTOS DENTALES PARA CEMENTACION Y AISLAMIENTO TÉRMICO. BASES DE CEMENTO.</b>	<b>120</b>
<i>Clasificación de los cementos dentales</i>	122
<i>Cementos de Fosfato de Zinc</i>	
<i>Composición.</i>	122
<i>Mélica del fraguado.</i>	124
<i>Regulación del tiempo de fraguado</i>	125
<i>Contenido de agua del líquido.</i>	125
<i>Acidez.</i>	125
<i>Consistencia.</i>	126
<i>Espesor de la película.</i>	127
<i>Contacto con la humedad.</i>	128
<i>Atención.</i>	129
<i>Estabilidad dimensional.</i>	130
<i>Resistencia.</i>	130
<i>Desgaste.</i>	130
<i>Solubilidad y desintegración.</i>	131
<i>Consideraciones Técnicas.</i>	
<i>Cementos de Fosfato de Zinc fraguable en agua.</i>	132
<i>Cementos de Cobalto.</i>	132
<i>Cementos de Óxido de Zinc-Eugenol.</i>	133
<i>Composición.</i>	133
<i>Tiempo de fraguado.</i>	
<i>Resistencia y solubilidad</i>	135
<i>Uso.</i>	135
<i>Cementos de óxido de zinc-eugenol mejorados o reforzados.</i>	
<i>Cementos de Silico-Fosfato.</i>	137
<i>Aplicaciones</i>	
<i>Composiciones (polvo y del líquido).</i>	
<i>Reacción de fraguado.</i>	
<i>Propiedades.</i>	137
<i>Manipulación.</i>	138
<i>Efectos Biológicos.</i>	

<i>Cementos de Policarboxilato</i>	Página No.
<i>Composición y Química.</i>	139
<i>Manipulación.</i>	139
<i>Propiedades.</i>	
<i>Adhesión a la estructura dentaria.</i>	141
<i>Consideraciones Biológicas y P.H.</i>	
<i>Importancia clínica de las propiedades.</i>	142
<i>Cementos de Resina.</i>	142
<i>Hidroxido de Calcio</i>	143
<i>Bases de Cemento.</i>	
<i>Propiedades técnicas</i>	143
<i>Resistencia.</i>	145
<i>Materiales con base de resinas combinadas</i>	147
<i>Aplicaciones.</i>	147
<i>Composición.</i>	
<i>Reacción de fraguado.</i>	
<i>Propiedades.</i>	
<i>Resistencia, Solubilidad, Espesor de la película.</i>	
<i>Adhesión, tiempo de fraguado.</i>	147
<i>Manipulación.</i>	
<i>Efectos biológicos.</i>	
<i>Productos comerciales.</i>	
<i>Evaluación. (Ventajas y desventajas).</i>	147
<i>Cementos de Ionómeros Vitreos. (ASPM).</i>	148
<i>Aplicaciones.</i>	
<i>Composición.</i>	
<i>Reacción de fraguado.</i>	
<i>Propiedades.</i>	
<i>Resistencia.</i>	
<i>Solubilidad.</i>	
<i>Manipulación.</i>	
<i>Efectos Biológicos.</i>	
<i>Productos comerciales.</i>	148
<i>RESUMEN.</i>	149-151
<b>13.- CEMENTOS DE SILICATO.</b>	152
<i>Composición.</i>	152
<i>Importancia clínica de los fluoruros.</i>	153
<i>Efecto del fluoruro Incorporado a otros materiales dentales.</i>	154
<i>Reacciones y estructura de fraguado.</i>	155
<i>Tiempo de fraguado.</i>	157
<i>Estabilidad dimensional</i>	157
<i>Solubilidad y desintegración.</i>	158
<i>Resistencia</i>	161
<i>Dureza.</i>	162
<i>Propiedades ópticas.</i>	162
<i>Cambio de color</i>	163

	PAGINA.
Efecto del agua.	164
Cuidado del líquido (Del cemento).	164
Temperatura de la loseta.	165
Mezcla.	165
Insersión y terminado.	166
Acidez.	166
Lesión pulpar.	166
Causas de fracaso.	167
Comparación entre restauraciones directas de resinas y y cementos de Silicato.	167
<b>BARNICES Y FORMOS CAVITARIOS. II.</b>	
Barnices Cavitarios.	168
Efecto de filtración.	168
Efecto de la penetración de los ácidos.	168
Aplicación del barniz.	170
Formos cavitarios.	171
Restauraciones temporales.	171
Gutapercha.	172
Cementos de fosfato de Zinc.	
Cementos de Silicofosfato de Zinc.	
Cementos de óxido de zinc-eugenol	172
Productos comerciales.	173
RESUMEN.	173-174
<b>14.- PORCELANAS DENTALES.</b>	<b>175</b>
Aplicación en la Odontología.	
Composición.	
Porcelana dental.	
Estructura vítrea.	175
Colorado	176
Fabricación.	
Frita.	
Proceso.	
Pasta, Condensación, Hornado	176
Aumento de la temperatura.	
Sinterizado	
Baja viscosidad del vidrio.	
Tamaños de partículas pequeñas y dispersas	
Tensión superficial.	
Presión de aire.	176
Estados de cocción.	178
Bisochado.	
Glasado.	
Contracción.	
Pigmentado.	
Propiedades.	
Fusión.	178
Resistencia.	179
Teoría de las rajaduras de Griffith.	179

	PÁG. NÚ.
<i>Tensiones residuales.</i>	181
<i>Propiedades interfásicas.</i>	181
<i>Tensión superficial.</i>	
<i>Unido por la porcelana.</i>	
<i>Unión de metales.</i>	181
<i>Propiedades ópticas.</i>	184
<i>Efectos biológicos.</i>	185
<i>Clasificación de las porcelanas de acuerdo a su punto de fusión.</i>	185
<i>Productos comerciales.</i>	185
<b>RESUMEN.</b>	185-186
<b>15.- ESTRUCTURA DE METALES Y ALEACIONES.</b>	<b>187</b>
<i>Cristalización.</i>	
<i>Punto de fusión.</i>	
<i>Rango de fusión.</i>	
<i>Límite inferior del rango de fusión.</i>	
<i>Límite superior del rango de fusión.</i>	
<i>Nucleación.</i>	
<i>Agrupamiento atómico.</i>	187
<i>Átomos por celda unitaria.</i>	188
<i>Reticulado cristalino</i>	190
<i>Reticulados especiales.</i>	190
<i>Relación entre cristal y reticulados especiales.</i>	190
<i>Estructura policristalina.</i>	190
<i>Sistemas de aleaciones.</i>	191
<i>Fase.</i>	191
<i>Diagramas de fase binarios.</i>	192
<i>Fase de solución sólida, Fase de compuesto intermetálico, Fase líquida,</i>	
<i>Región de dos fases y punto eutéctico.</i>	192
<i>Deformación de los reticulados especiales.</i>	192
<i>Mecanismos para la deformación.</i>	193
<i>Endurecimiento del reticulado cristalino.</i>	
<i>Trabajo en frío.</i>	193
<i>Precipitación de una segunda fase.</i>	194
<i>Disminución en el tamaño del grano.</i>	
<i>Elección de tipo del reticulado.</i>	
<i>Tratamiento térmico.</i>	
<i>Homogeneización de una aleación, Endurecimiento, Recocido y revenido</i>	194
<i>Tratamiento térmico de los sistemas de aleaciones.</i>	
<i>Endurecimiento de las aleaciones de oro, Colar y enfriar.</i>	194
<i>Colado enfriado sobre la masa.</i>	
<i>Tratamiento térmico en el horno</i>	194
<i>Acero al carbono</i>	194
<i>Endurecimiento</i>	195
<i>Templado.</i>	195
<i>Aleaciones endurecidas por el trabajo.</i>	195
<b>RESUMEN.</b>	196-199
<b>16.- AMALGAMA DENTAL.</b>	
<b>ALEACIONES PARA AMALGAMAS DENTALES</b>	<b>201</b>
<b>METALOGRAFÍA DE LA AMALGAMA.</b>	
<i>Amalgama dental</i>	201

<i>La restauración clínica.</i>	201
<i>Propiedades físicas.</i>	203
<i>Composición de las aleaciones para amalgama.</i>	203
<i>Sistema plata-estano.</i>	204
<i>Ablandamiento Homogeneizante</i>	206
<i>Efecto de los componentes de la aleación.</i>	206
<i>Fabricación de las partículas de la aleación.</i>	207
<i>Tamaño de las partículas.</i>	208
<i>Envejecimiento.</i>	209
<i>Aleaciones esféricas.</i>	209
<i>Metalografía de la amalgama.</i>	210
<i>Propiedades de las fases.</i>	211
<b>17.- AMALGAMA DENTAL:</b>	
<b>CAMBIO EN LAS DIMENSIONES. RESISTENCIA. ESCURRIMIENTO Y FLUIDEZ.</b>	212
<i>Cambios en las dimensiones.</i>	
<i>Medición en los cambios en las dimensiones.</i>	
<i>Teoría del cambio de dimensión.</i>	212
<i>Efecto de la trituración.</i>	214
<i>Efectos de la relación polvo de aleación-mercurio.</i>	214
<i>Efecto de la condensación.</i>	215
<i>Efecto del tamaño de las partículas.</i>	217
<i>Efecto de la contaminación.</i>	218
<i>Resistencia.</i>	219
<i>Medición de las resistencias.</i>	220
<i>Efecto de la trituración.</i>	221
<i>Efecto del contenido de mercurio.</i>	222
<i>Efecto de la condensación.</i>	223
<i>Porosidad.</i>	223
<i>Algún de endurecimiento.</i>	224
<i>Escurrecimiento y corrimiento.</i>	224
<b>18.- AMALGAMA DENTAL:</b>	227
<i>Consideraciones técnicas.</i>	227
<i>Elección y proporción de la aleación y el mercurio.</i>	227
<i>Trituración.</i>	229
<i>Trituración mecánica.</i>	230
<i>Trituración con mortero a mano.</i>	232
<i>Consistencia de la mezcla.</i>	232
<i>Contaminación.</i>	233
<i>Condensación manual.</i>	234
<i>Condensación mecánica.</i>	236
<i>Presión de condensación.</i>	236
<i>Adaptación.</i>	237
<i>Técnicas del mercurio mínimo</i>	237
<i>Alisado y pulido.</i>	238
<i>Pigmentación y corrosión.</i>	240

Importancia clínica de los cambios en las dimensiones.	242
Ejemplo clínico.	242
Aleaciones sin zinc.	244
Contracción.	244
Efecto del mercurio.	245
Otras Aleaciones.	245
Aleaciones de cobre.	245
Aleaciones de dispersión.	245
Aleaciones de Galio.	245
RESUMEN.	
Aplicaciones en la Odontología.	245
Composición.	245
Aleación de plata-estaño corriente.	246
Aleación para amalgama dental.	246
Mercurio.	
Producción del lingote.	246
Homogeneización.	247
Producción del polvo.	
Envejecimiento.	
Procesamiento	
Formulación de las aleaciones a partir de Ag-Sn	247
Formación de la aleación a partir de aleaciones de fase dispersa	248
Relación aleación-mercurio.	248
Trituración, Condensación, tallado y pulido.	249
Propiedades.	
Algunas causas de fractura marginal.	249
Algunas causas de fracturas totales.	249
Algunas causas de pigmentación y corrosión.	249
Algunas causas de porosidad.	250
Algunos efectos del tamaño de las partículas de las aleaciones.	250
Efectos Biológicos.	
Productos comerciales.	250
Aleaciones para amalgama.	
Conversionales.	250
De alto contenido de cobre.	251
Esférica.	251
RESUMEN.	251-252
19.- TOXICIDAD DEL MERCURIO.	253
Influencia en la restauración.	254
Deterioro marginal.	254
Exceso de mercurio.	256
Escurrecimiento.	
Tallado cavitario o terminación impropia.	
Corrosión.	256
Restauraciones de amalgama reparadas.	257
Sobre la Toxicidad del Mercurio.	258
Uso del mercurio en la odontología	
Composición.	258

	PAGINA.
Mercurio metálico.	258
Compuestos del mercurio.	258
Propiedades.	
Punto de fusión	
Densidad.	
Tensión superficial	
Presión de vapor.	
Efectos biológicos.	
Sensibilización.	
Mercurialismo	258
Evaluación de los niveles de exposición.	259
Valor umbral límite en el aire.	
Determinación en los líquidos biológicos.	
Cabello y uñas.	
Peligros de la exposición	
Para el personal dental.	259
Para el paciente.	260
Recomendaciones de la A.D.A. en la Higiene del mercurio.	260
RESUMEN.	261-262
<b>20.- ORIFICACIONES.</b>	<b>263</b>
Aplicaciones en la Odontología.	
Composición.	
Oro en Hojas	263
Oro en Hojas platinado.	264
Oro mate.	264
Oro en polvo.	264
Aleación de oro mate calcio.	265
Fabricación.	265
Oro en Hojas, Oro en hojas platinado, Oro mate.	265
Técnicas de consultorio.	266
Campo seco.	266
mojado.	267
Propiedades.	267
Propiedades de los oros para orificar.	267
Propiedades desahbles.	267
Condensación.	268
Factores que la controlan	268
Métodos de condensación.	268
Acabado.	270
Propiedades biofísicas.	270
Resumen de las características de trabajo de los materiales	
Para orificaciones.	270
Manipulación.	
Oro en hojas, de oro mate y oro en polvo.	270
Características de condensación.	
Oro en hojas, Oro mate, oro en polvo.	270
Características superficiales.	
Oro en hojas, Oro mate y oro en polvo.	270
RESUMEN.	271-272

	PÁGINA.
<b>21.- ALEACIONES PARA COLADOS SOBRE LA BASE DE METALES PRECIOSOS.</b>	<b>273</b>
Aplicaciones en odontología.	
Composición y propiedades.	
Elementos que forman la aleación.	
Tipos de aleaciones.	273
Papel de los elementos que intervienen en las aleaciones de oro dentales.	274
Aleaciones de bajo contenido de oro.	275
Aleaciones de paladio-Plata.	275
Aleaciones para fundir porcelana sobre ella (FFM).	277
Aleaciones que contienen más de un 90% de Oro-Paladio con pequeñas cantidades de Hierro, Indio y estaño como agentes de endurecimiento y unión.	277
Aleaciones de 80% de Oro, Platino y paladio con vestigios de hierro Indio y estaño y el resto de plata.	277
Aleaciones de alto contenido de paladio descritas en la sección.	278
Tratamiento térmico.	278
Aleaciones para colados de metales preciosos.	278
<b>Estructura cristalina.</b>	<b>278</b>
Estructura básica.	
Precipitación.	
Ordenamiento.	278
microestructura. (Estructura granular).	280
Microestructura.	281
Estructuras coladas.	
Estructuras después del ablandamiento.	
Estructura después del endurecimiento.	
Importancia de varias propiedades mecánicas	
Consideraciones prácticas	
Resistencia a la fluencia	
Alargamiento.	
Módulo de elasticidad.	
Dureza.	
Otras propiedades	
Tendencias actuales.	
Incrustaciones.	281
Puentes fijos	
Coronas.	
Prótesis parciales removibles.	282
<b>RESUMEN.</b>	<b>282</b>
Quilates ley.	282
Composición.	283
Clarificación de las aleaciones de oro para colados.	283
Efectos generales de los componentes.	284
Oro, Cobre y plata.	284
Platino, paladio, Zinc e Indio.	285
Estructura granular.	285
Temperatura de fusión.	286



Propiedades físicas de aleaciones dentales de oro para colados.	287
Clasificación de las aleaciones de oro para colados dentales.	287
Tipo I.	287
Tipo II, III, IV.	288
Aleaciones de Oro "Blanco".	289
Aleaciones de Oro "Blanco". (plata-Paladio).	289
Contracción de colado.	289
Porosidad de colado.	291
Porosidad producida por enfriamiento y solidificación.	291
Porosidad producida por gases.	291
Microporosidad.	292
Porosidad superficial.	292
Propiedades de color.	294
Corrosión.	294
Refundición de aleaciones.	295
RESUMEN.	295-296
<b>22.- CERAS.</b>	297
Aplicaciones en la Odontología.	
Composición.	
Manipulación.	
Ceras para patrón.	297
Ceras para procesado.	298
Ceras para impresiones.	
Propiedades.	
Intervalo de temperatura de fusión.	298
Expansión y contracción térmica.	299
Escurrimiento.	
Distorsión de la cera.	299
Memoria (recuperación), como minimizar la distorsión del patrón.	299
Rápido revestimiento del patrón.	
Almacenamiento a baja temperatura.	
Residuos de la eliminación de la cera.	300
Materiales comerciales.	300
RESUMEN.	301
<b>23.- ALEACIONES METÁLICAS PARA BASES DE PROTESIS.</b>	302
Aleaciones para prótesis parciales.	
Aplicaciones en la Odontología.	302
Composición.	
Aleaciones de metales no nobles.	
Aleaciones de Co-Cr.	302
Aleaciones de Ni-Cr.	303
Propiedades físicas.	
Temperatura de fusión, Calor, Densidad y contracción de colado.	303
Propiedades mecánicas.	
Trabajo, Resistencia traccional final, Resistencia a la fluencia.	

	PAGINA.
Módulo de elasticidad.	303
Alargamiento.	303
Respuesta al tratamiento térmico	304
Propiedades químicas.	
Cloro.	304
Manipulación.	
Revestimiento.	
Eliminación de los gases del molde.	
Fusión.	
Colado.	
Limpieza del colado.	
Acabado.	
Efectos Biológicos	304
Productos comerciales.	305
RESUMEN.	305-306
Alaciones quirúrgicas. (III).	307
Aplicaciones en la Odontología.	307
Composición.	307
Componentes principales.	
Componentes menores.	
Propiedades.	
Propiedades Físicas	307
Temperatura de fusión, Color y Densidad.	
Propiedades mecánicas.	307
Propiedades Químicas.	308
Manipulación.	308
Efectos biológicos	308
Reacción tisular, respuesta general y respuesta específica.	308
Químicas.	308
Físicas.	308
Mecánicas.	308
Rechazo del implante.	308
Productos comerciales.	308
RESUMEN.	309
Alaciones para coronas y puentes (III).	310
Aplicaciones en la Odontología.	310
Composición.	310
Alaciones de níquel-Cromo.	
Alaciones de Hierro-Cromo.	310
Propiedades Físicas.	311
Temperatura de fusión, Color y densidad.	311
Propiedades mecánicas	
Índice R-DH.	
Resistencia traccional final y resistencia a la fluencia	311
Módulo de elasticidad	
Alargamiento.	
Resistencia a la unión aleación-porcelana.	311
Propiedades químicas.	312

	PAGINA.
Manipulación.	312
Revestimiento.	
Eliminación de la cera.	
Fusión.	
Acabado.	
Fusión de la porcelana.	
Efectos biológicos.	312
Productos comerciales.	313
RESUMEN.	313-314
<b>24.- ALAMBRES PARA ORTODONCIA.</b>	<b>315</b>
Aplicaciones en Odontología.	315
Composición.	315
Acero inoxidable austenítico.	
Cobalto-Cromo-Níquel.	
Níquel-Cromo.	
Aleaciones de Oro.	315
Fabricación.	316
Enrollado.	
Estiramiento.	316
Proceso.	316
Recuperación.	316
Recristalización y crecimiento granular.	317
Alambres susceptibles al tratamiento térmico.	
Corrosión Intergranular.	317
Acero inoxidable estabilizado.	318
Unión.	318
Propiedades Mecánicas.	318
Fatiga.	318
Mecánica de las fuerzas.	319
Componentes de las fuerzas.	
Fuerzas como vectores.	
Análisis de cuerpo libre.	
Momento de flexión.	
Sección crítica.	
Cupla.	
Extensión.	
Tasa carga-deflexión.	
Carga de trabajo permisible.	
Rango de activación.	319
Sección transversal.	320
Alambre redondo.	
Alambre rectangular.	320
Torsión.	
Espirales.	320
Longitud y sección transversal.	320
Brackets.	321
Diseño del bracket.	
Brackets sin bandas.	321
RESUMEN.	322-323

**25.- ABRASION Y PULIDO.  
DENTIFRICOS.**

	324
Abrasion.	324
Tipos de abrasivos.	325
Emeril	
Oxido de aluminio.	325
Almiz.	326
Granate.	326
Kieselguhr.	326
Tripoli.	326
Rouge.	326
Oxido de estano.	326
Liza.	326
arena.	326
Carburo.	326
Diamante.	327
Silicato de circonio.	327
Accion del abrasivo.	327
Caracteristicas necesarias de un abrasivo.	327
Graduacion de los abrasivos y de los pulidores.	328
Cementante.	328
Tipos de diamante.	328
Factores que afectan el regimen de abrasion.	330
Velocidad de rotacion y velocidad lineal.	
Pulido.	331
Bruído.	333
Consideraciones técnicas.	333
<b>Dentifricos.</b>	<b>334</b>
Composicion.	335
medicion de la abrasividad.	335
Abrasion y pulido de la estructura dentaria.	336
Efecto del capillado.	338
<b>RESUMEN.</b>	<b>339</b>
Principios del desgaste y pulido.	339
Definicion.	
Factores que modifican la velocidad de abrasion.	
ureza	
Tamaño de las partículas. (del abrasivo)	339
Forma de la partícula del abrasivo.	340
Velocidad y presión. Lubricación.	340
Secuencia de pulido.	340
Aspecto y tacto de la superficie pulida.	341
Aplicaciones en la Montolupla.	341
Partes para un filarix dental.	341
Dentifricos.	341
Instrumentos rotatorios.	342
Técnicas para el pulido de los materiales de restauración.	343
Almagra, relaciones de Uro, Bases de prótesis y frontales de acrílico	
resinas combinadas	343
Productos comerciales.	345
<b>RESUMEN</b>	<b>346-347</b>

	Mód. Nn.
<b>26.- MATERIALES SINTETICOS PARA IMPLANTES.</b>	348
aplicaciones en la Odontología.	348
Usos actuales.	348
Usos en experimentación.	349
Composición.	
Materiales en uso actual.	
Aleaciones de cromo-cobalto.	
Titanio.	
Carbón-Vitreo.	349
Materiales para uso futuro.	
Propiedades.	350
Propiedades mecánicas.	
Otras características.	
Aleaciones de cromo-cobalto, Titanio y Carbón vitreo.	350
Usos.	350
Efectos biológicos.	351
Retención del implante y adherencia de los tejidos blandos.	351
Comportamiento clínico.	
Implante subperióstico.	
Perno endodóntico estabilizador.	
Implantes endoósseos	
Indicación actual.	351
RESUMEN.	352

## 11.- SELECCION DE LOS MATERIALES DENTALES.

<b>27.- APLICACION DE LOS MATERIALES DENTALES.</b>	353
ALGINATOS.	353
MERCAPTANOS.	353
POLIETERES.	353
SILICONAS.	353
HIDROCOLOIDES DE AGAR.	355
COMPUESTOS PARA IMPRESIONES.	355
SELLADORES PARA PUNTOS Y FISURAS.	355
RESINAS ACRILICAS PARA OBTURACIONES.	356
RESINAS REFORZADAS PARA OBTURACIONES.	356
SILICATOS.	356
CEMENTOS DE FOSFATO DE ZINC.	356
CEMENTOS Y BASES DE OXIDOS DE ZIN-EUGENOL.	357
CEMENTOS DE POLICARBOXILATO DE ZINC.	357
PRODUCTOS DE HIDROXIDO DE CALCIO.	357
PORCELANA ALUMINOSA	357
SISTEMA DE ALEACIONES PARA PORCELANA.	358
ALEACIONES DE ORO.	358
ALEACION PARA AMALGAM.	358
ORIFICACIONES.	359
DIENTES ARTIFICIALES DE PORCELANA.	359
DIENTES ARTIFICIALES DE ACRILICO.	359
RESINAS PARA BASES DE PROTESIS.	359

	PÁGINA.
<b>28.- RESPUESTAS BIOLÓGICAS.</b>	360
MATERIALES QUE CONTACTAN CON LA MUCOSA Y OTROS TEJIDOS BLANDOS DEL INTERIOR DE LA CAVIDAD BUCAL.	360
<b>MATERIALES PARA IMPRESIÓN.</b>	360
Hidrocoloides Reversibles.	360
Hidrocoloides Irreversibles (alginatos).	360
Mercaptanos.	360
Siliconas.	360
Politéteres.	360
Pastas para impresión a base de óxido de zinc-eugenol.	360
Pastas para impresión a base de óxido de zinc y ácidos grasos.	360
Ceras para impresión.	360
<b>MATERIALES PARA PROTESIS.</b>	360
Resinas acrílicas.	360
Metales y aleaciones.	361
<b>RESTAURACIONES COLADAS Y SUS FRENTES.</b>	361
Metales. Resinas cerámicas.	361
<b>ADPOSITOS DENTALES (PERIODONTALES).</b>	361
<b>MATERIALES QUE PUEDEN AFECTAR LA SALUD O LA VITALIDAD DE LA PULPA DENTARIA O LOS TEJIDOS BLANDOS ADYACENTES</b>	361
<b>MATERIALES DE OBTURACION METALICOS   DE INSECCION PLASTICA.</b>	361
Amalgama de plata-estato.	361
Orificaciones.	361
<b>RESINAS PARA OBTURACION DE INSECCION PLASTICA.</b>	361
Resinas sin nallero.	361
Resinas con nallero (resinas combinadas).	361
Selladores de muros y fisuras.	362
<b>CEMENTOS DENTALES.</b>	362
Cementos de Silicato	362
Cementos de Fosfato de Zinc.	362
Cementos de Silico-Fosfato	362
Cementos de cobre.	362
Cementos de Óxido de Zinc-Eugenol.	362
Cementos de policarboxilato de zinc.	362
Cementos sobre base de resina.	362
Cementos de Hidruído de calcio.	362
<b>BRUNICES CAVITARIOS.</b>	363
<b>SOLUCIONES GRANUDAS.</b>	363
<b>MATERIALES QUE CONTACTAN CON PARTES DEL ORGANISMO FUERA DE LA CAVIDAD ORAL, A TRAVES DE LA MANIPULACION, LA INFECCION DE TIPO ACCIDENTAL O LA INHALACION.</b>	363

Revestimientos para colar.	363
Materiales que contienen arriate.	
Productos de yeso.	
Materiales de baja fusión para troqueles.	
Soldaduras y fundentes.	
Soluciones para electrodepositos.	
Soluciones para electroplado.	
Acidos.	
Ceras.	
Solventes.	
Resina: Para obturaciones y Prótesis de laboratorio.	
Polvos y líquidos para cerentos.	
Lubricantes.	
Agentes humectantes.	
Mercurio.	363
<b>29.- CONPORTAMIENTO CLINICO.</b>	364
Aplicaciones en Odontología.	364
Conceptos básicos.	364
Sistemas de categorización.	364
Desarrollo de criterios.	364
Implementación.	366
RESUMEN.	367
<b>30.- SOLUCION DE PROBLEMAS.</b>	368
<b>RESTAURACIONES DE AMALGAMA.</b>	368
Superficie rugosa.	368
Tamaño de las partículas.	
Insuficiente trituración.	
Polido prematuro.	
Pigmentación y corrosión.	368
Superficies acabadas en forma incorrecta o no pulidas.	368
Insuficiente trituración.	
Más mercurio residual.	
Extrusión de la cavidad.	368
Contaminación con la humedad.	368
Fractura.	368
Alto contenido de mercurio.	
Condensación retardada o deficiente condensación.	
Insuficiente trituración.	
Uso de aleaciones y de mercurios no certificados.	368
Fractura marginal.	369
Extensión de las restauraciones a las partes altas de los rebordes transversales o al interior del esmalte.	369
Preparación cavitaria incorrecta.	369
Mala adaptación de la amalgama como resultado de una condensación inadecuada.	370

	PÁG. NÚM.
<b>RESINAS COMBINADAS.</b>	370
<i>Alteración del color.</i>	370
<i>Desgaste.</i>	370
<i>Pigmentación interfacial.</i>	370
<i>Integridad marginal.</i>	370
<i>Sensibilidad posoperatoria.</i>	370
<i>Inregularidad superficial.</i>	371
<i>Tiempo de fraguado modificado</i>	371
<i>Pasta de resina endurecida en el recipiente.</i>	371
<b>PORCELANA FUNDIDA SOBRE METAL.</b>	371
<i>Formación de burbujas en la interfase metal-cerámica.</i>	371
<i>Contaminación del colado metálico.</i>	371
<i>Condensación inadecuada o retiro insuficiente del exceso de agua del frente de cerámica</i>	371
<i>Porosidad en la superficie del colado.</i>	372
<i>Burbujas o cavidades en el recubrimiento de porcelana.</i>	372
<i>Condensación inadecuada del material cerámico.</i>	372
<i>Vaporización rápida del agua dentro del material cerámico.</i>	372
<i>Colado metálico contaminado.</i>	372
<i>Porosidad (en la superficie de los colados)</i>	372
<i>Descomposición del revestimiento para colar.</i>	372
<i>Rajaduras o grietas en el revestimiento cerámico.</i>	372
<i>Excesiva diferencia en el coeficiente de expansión térmica entre el colado metálico y el recubrimiento cerámico.</i>	372
<i>Glaseado excesivo de la porcelana, Enfriamiento bajo una campana de vidrio.</i>	373
<i>Enfriamiento lento o enfriamiento en el horno de la estructura recubierta con porcelana</i>	373
<i>Recubrimiento cerámico gris u oscuro</i>	373
<i>Oxidación excesiva del colado metálico.</i>	373
<i>Profundidad o espesor inadecuado del esmalte de recubrimiento.</i>	373
<i>Uso de una aleación no compatible con el recubrimiento cerámico.</i>	373
<i>El recubrimiento se rompe o se salta del sustrato metálico, después de su inserción.</i>	373
<i>Gran diferencia en el coeficiente de expansión térmica entre el metal y el recubrimiento cerámico.</i>	373
<i>Uso de un metal con bajo módulo elástico.</i>	373
<i>Se fuerza al colado sobre la preparación, provocando la distorsión del metal.</i>	373
<i>La porcelana no se glasea.</i>	373
<i>Contaminación de la superficie cerámica (con materiales de abrasión o de pulido).</i>	373
<i>Horneado inadecuado del primer bizcochado de la porcelana.</i>	373
<i>Porcelana con partículas promedio grandes.</i>	373
<b>ALGINATO.</b>	
<i>Hidrocoloides irreversibles)</i>	374
<i>Tiempo de trabajo inadecuado, Mezcla no homogénea, impresión distorsionada.</i>	374
<i>Impresión rota, Pérdida de detalle, Consistencia incorrecta de la mezcla antes de fraguar.</i>	374



	PÁGINA.
Cambio dimensional, Impresión porosa.	374
<b>ACR.</b>	
Hidrocoloide reversible.	374
Impresión distorsionada.	374
Retiro de la boca en forma lenta.	374
Retiro de la boca antes de que el gel alcance la temperatura de 37 grados centígrados o menos.	374
Agua del refrigerador demasiado fría, aplicación de fuerza durante la gelación.	375
Demora en hacer el vaciado, Pérdida del detalle.	375
Movimiento de la cubeta antes de terminar la gelación.	375
Soluciones fijadoras.	375
<b>MEICAPANO.</b>	
Tiempo de trabajo inadecuado.	375
Excesiva humedad y temperatura.	375
Relación base-catalizador.	375
Impresión distorsionada.	375
Carga, Retiro incorrecto, Porosidad Interna.	375
Pérdida de detalle.	375
Retiro prematuro de la boca, Mezcla incompleta, Movimiento de la cubeta antes del retiro.	375
Cavidades.	375
Burbujas superficiales o cámaras de aire incluidas en la mezcla.	375
Material para impresión parcialmente polimerizado antes de la inserción en la boca.	375
<b>SILICONAS.</b>	
Tiempo de trabajo inadecuado.	376
Humedad y temperaturas excesivas, Relación base catalizador, Vida útil.	376
Impresión distorsionada.	376
Separación incorrecta de las estructuras impresionadas, Demora en el vaciado de la impresión, Soporte inadecuado de la impresión después del retiro de la boca.	376
Pérdida del detalle.	376
Retiro prematuro de la boca.	376
Mezcla incompleta, Movimiento de la cubeta después de haberla ubicado en la boca.	376
<b>PROTESIS.</b>	
Porosidad.	376
Vaporización del monómero, Mezcla insuficiente, Españado prematuro.	377
Presión insuficiente, Orificios o poros muy pequeños que aparecen sobre la superficie, Descomposición del iniciador.	377
Desadaptación o distorsión.	377
Tensiones producidas durante el procesamiento, Concentración de tensiones localizadas, Abrasión y pulido.	377

Reparación de la base de la prótesis con una base de la técnica de termocurado.	377
Rebasado de una base de una prótesis con resinas termocuradas.	377
Cuarteado.	
Calentamiento rápido. Reparación de la prótesis. Separación inadecuada de la superficie resina-yeso.	377
Fracturas.	
Tiempo de curado reducido (insuficiente). Resinas curadas químicamente. Abrasión y pulido excesivos. Alteración del color.	377
Alteración del color.	
Tiempo de trabajo.	378
<b>CEMENTOS DE FOSFATO DE ZINC.</b>	
Tiempo de mezclado rápido.	378
Mezcla a temperatura elevada.	
Absorción de humedad por el líquido de cemento o contaminación con saliva de la mezcla.	378
Alta relación polvo-líquido.	378
Tiempo de fraguado prolongado.	378
Relación reducida agua/ácido	
Mezcla a temperatura más bajas. Espatulado excesivo. Relaciones líquido/polvo mayores que las recomendadas por el fabricante.	378
Falta de retención.	378
Espesor de la película. Alta relación polvo/líquido.	378
<b>CEMENTOS DE OXIDO DE ZINC-EUGENOL.</b>	
Fraguado rápido.	378
Alta humedad relativa. Agua o alcohol presentes durante la mezcla.	
Tamaño de la partícula.	378
Mayor relación polvo/líquido.	379
Tiempo de fraguado prolongado.	379
Resistencia.	379
Relaciones polvo/líquido. Aditivos.	379
Solubilidad.	379
<b>COLADOS DE ORO.</b>	
Exactitud.	379
Relación agua polvo. Espatulación. Temperaturas de la eliminación de la cera.	379
Tiempo de inmersión. Técnica del agua agregada. Baños de agua.	379
Distorsión.	379
Cera demasiado caliente. Cera demasiado fría. Presión insuficiente durante el encerado. Revestimiento denso. Calentamiento del patrón durante la colación del bebedero. Sobrecalentamiento del colado durante la soldadura.	379
Burbujas.	379
Vacío incompleto o técnica de pintado ineficiente.	379
Relación agua polvo. Vibración excesiva del oro.	380
Irregularidad superficial.	380
Alta relación agua/polvo.	380

	PÁGINA.
Exceso del agente humectante o contaminación con saliva.	380
Calentamiento prolongado o sobrecalentamiento del molde.	380
Calentamiento prematuro del revestimiento para colar.	380
Aletas en la superficie de los márgenes.	380
Calentamiento prolongado. Velocidad de calentamiento excesiva.	380
Alta relación agua/polvo. Presión de colado excesiva.	380
Márgenes cortos redondeados.	380
Revestimiento o aleación demasiado fríos. Presión de colada.	380
Eliminación incompleta de la cera.	380
Falta de la colada.	380
El colado falla parcial o totalmente. Patrón fracturado durante el re-	
vestido. Aleación de Oro demasiado fría durante la colada. Eliminación	
incompleta de la cera. Bebedero demasiado pequeño.	380
Cavidades.	381
Inclusiones de revestimiento, oriento y otros restos llevados hasta	
el margen por la aleación fundida.	381
Porosidad Interna.	381
Porosidad por contracción localizada.	381
Diámetro del bebedero demasiado pequeño. La temperatura de la aleación	
es demasiado baja.	381
Porosidad superficial.	
Bebedero corto y grueso. La temperatura de la aleación o del molde	
es demasiado alta.	381
Microporosidad.	381
Temperatura de la aleación o del molde demasiado bajas.	381
Porosidad externa.	381
Porosidad por presión retrógrada.	381
Masa de aleación insuficiente. Insuficiente cantidad de vueltas en la	
máquina de colar. El patrón está demasiado alejado del borde del oro.	381
 <b>SOLDADURA DE LAS ALEACIONES DE ORO.</b>	
Distorsión.	381
Distancia incorrecta entre los colados en el revestimiento para soldar.	381
Calentamiento prolongado o rápido de los colados antes de sol-	
darlos. Sobreexpansión del revestimiento. Movimiento de los colados duran-	
te la transferencia al revestimiento para soldar.	382
Formación de cavidades en las juntas soldadas.	382
Calentamiento prolongado o sobrecalentamiento de la soldadura.	382
Contaminación con agentes antifundentes (tal como ceras) o con los dedos.	382
Sobrecalentamiento con el soplete.	382
Uniones débiles.	382
Soldadura incorrecta. Superficies contaminadas. Contaminación con mercurio	
o azufre. Porosidad excesiva.	382
Pigmentación y corrosión.	382
Soldadura de bajo quilate. Superficies con muchas porosidades superficiales	
en las juntas soldadas. Contaminación con mercurio y azufre.	382
 <b>31.- VALORES TABULADOS DE PROPIEDADES FÍSICAS Y MECÁNICAS.</b>	
DENSIDAD, $\rho$	383
ÍNDICE DE REFRACCION $n_x$ .	383

	PÁGINA.
PRESION DE VAPOR, $p$	384
VISCOSIDAD, $\eta$	384
SOLUBILIDAD Y DESINTEGRACION EN AGUA.	385
SORCION ACUOSA.	385
TEMPERATURAS Y PUNOS DE FUSION.	386
CALOR DE FUSION.	386
CALOR DE REACCION, $\Delta H$	387
CALOR ESPECIFICO, $C_p$ .	387
CONDUCTIVIDAD TERMICA, $K$	388
DIFUSIBILIDAD TERMICA, $A$	388
COEFICIENTE DE EXPANSION TERMICA LINEAL ( $\alpha$ )	389
ANGULO DE CONTACTO.	389
TENSION SUPERFICIAL, $\gamma$	390
TENSION SUPERFICIAL CRITICA, $\gamma_c$	390
COEFICIENTE DE PENETRACION, $C_p$ .	390
ENERGIA LIBRE SUPERFICIAL, $\gamma_s$ .	391
POTENCIAL ZETA.	391
COEFICIENTE DE FRICCION.	391
LIMITE PROPORCIONAL, $L.p.$	392
RESISTENCIA A LA FLUENCIA, $R.F.$	392
RESISTENCIA TRACCIONAL FINAL.	393-394
RESISTENCIA A LA COMPRESION FINAL.	395
RESISTENCIA AL CORTE, $S.$	396
RESISTENCIA TRANSVERSAL, $T.$	396
RESISTENCIA AL DESGARRAMIENTO.	397
ENERGIA DE DESGARRAMIENTO.	397
RESISTENCIA AL IMPACTO, $I.Z.D.$	397
MODULO DE ELASTICIDAD DE YOUNG, $E.$	398
RELACION DE POISSON, $\nu.$	399
MODULO DINAMICO.	399
PORCENTAJE DE ALARGAMIENTO. (DUCTILIDAD), $n.$	400
CREEP DE ANILAMIA.	400
DEFORMACION BAJO COMPRESION.	401
DEFORMACION RESIDUAL.	401
ESCURRIMIENTO.	402
NUMERO DE DUREZA BRINELL, $NDB.$	402
NUMERO DE DUREZA KNOXOP, $NOK.$	403
DUREZA CON PIRAMIDE DE DIAMANTE, $DPD.$	403
DUREZA SHORE, $A.$	404
<b>32.- GUIA DE PRODUCTOS Y MATERIALES DENTALES.</b>	<b>405</b>
Resina Acillica para obturaciones.	405
Alcaciones para amalgama.	405
Materiales para base de cavidades.	405
Cementos.	405
Cementos de óxido de zinc-eugenol convencional.	406
Cementos de óxido de zinc-eugenol con E.B.n. polímero y alúmina.	406
Cementos de óxido de zinc con polímero.	406
Cementos de fosfato de zinc.	406

	PAGINA.
<i>Cementos de Silico-fosfato de Zinc.</i>	406
<i>Resinas compuestas.</i>	406
<i>Materiales y aleaciones para colados de Oro.</i>	406
<i>Oro para Unificaciones.</i>	407
<i>Materiales de resina.</i>	
<i>(Ver también revestimientos; materiales para impresión).</i>	407
<i>Materiales para impresión.</i>	407
<i>Revestimientos.</i>	408
<i>Recubrimientos.</i>	
<i>(Ver también materiales para cavidades).</i>	408
<i>Mercurio.</i>	408
<i>Aleaciones para colados de metales no preciosos.</i>	408
<i>Losas y figuras selladores.</i>	
<i>(Ver selladores).</i>	408
<i>Rolleros para prótesis.</i>	408
<i>Porcelana.</i>	409
<i>Resinas.</i>	409
<i>Selladores.</i>	409
<i>Dientes para prótesis.</i>	409
<i>Barricos.</i>	409
<i>Ceras.</i>	409
<i>Aleaciones de alambre de Oro labrado.</i>	410
<b>CONCLUSIONES.</b>	<b>411-413</b>
<b>BIBLIOGRAFIA.</b>	<b>414-416</b>

## INTRODUCCION.

La enseñanza de materiales dentales al estudiante es fundamental, porque se considera que el objetivo primordial debe ser el adiestramiento encaminado al logro de un absoluto conocimiento de la materia en la Odontología clínica. Esto requiere una comprensión elemental de los materiales restauradores y de la relación con sus aplicaciones clínicas, más que las comparaciones detalladas que se exigen a los investigadores o especialistas en ciencias dentales, ciencias físicas y ciencias en el ramo de la Ingeniería - quienes tanto han contribuido a la comprensión de éste ramo de la Odontología.

Hechos tratado de dar énfasis al significado histórico del tema aunque manteniéndolo en un segundo plano. Esta comprensión sirve para apreciar las proyecciones del tema actualmente a nuestro alcance.

La idea fundamental de que cada tipo de material está presentado de tal manera que pueda comprenderse fácilmente y compararse también, que todos tienen ciertos principios en común y ciertas características que los hacen diferentes, es uno de los objetivos de este trabajo. Ha sido una pequeña aspiración de este pequeño estudio, tesis, según como usted querido lector quiera llamarlo, presentar todas las diferentes fases de los principales materiales restauradores actualmente empleados en la práctica Odontológica en México.

En un tema como éste se necesitan emplear muchos términos para describir los numerosos aspectos de las técnicas y de los procedimientos que no son comunes a las otras ramas de la Odontología. Como para la comprensión de los términos empleados es esencial el conocimiento del vocabulario, se ha hecho un esfuerzo para describir o definir adecuadamente los temas tratados.

Los avances en materiales restauradores dentales han alcanzado tal magnitud durante los años recientes, que resulta difícil hacer una evaluación adecuada de los topics a tratar en un trabajo tan elemental dentro de este campo.

Durante todo el desarrollo de este pequeño trabajo, he tratado, de presentar los temas de manera que puedan ayudar al desenvolvimiento de una filosofía y de una comprensión del asunto, que esté en armonía con el conocimiento actual de los materiales dentales.

Las últimas décadas han sido testigo de un astronómico aumento de los materiales en tipos y calidades de que dispone la profesión dental. Estos avances se han debido en gran medida a las interacciones entre los Odontólogos y los especialistas en materiales dentales. Ha surgido así un prodigioso cuerpo de conocimiento que ha crecido más allá de los intereses y de la comprensión del Odontólogo.

Los muchos productos que compiten para lograr la atención del dentista es abrumadora. Por el ejemplo que sigue nos daremos cuenta de lo anterior. Rara vez pasa un mes (según datos estadísticos) sin que se introduzca una nueva resina combinada o una amalgama con alto contenido de cobre. En muchos casos no existe gran diferencia en la composición entre muchos de estos productos. Entonces ¿Cómo puede el Odontólogo elegir el material que habrá de proveer el mejor servicio para sus pacientes? Si un dentista no sale de la facultad de Odontología equipado con suficiente conocimiento sobre materiales dentales, es probable que la selección de los mismos para un ejercicio de la profesión dental moderna presente ciertos problemas.

Las condiciones son tales que los educadores tienen más dificultad que nunca para enseñar los conceptos de materiales que son básicos para la práctica dental. En muchos aspectos los textos de materiales dentales actuales son, al mismo tiempo, demasiado complejos y abarcan casi instantáneamente objetivos. La necesidad de un cuerpo de información conciso y bien organizado que pueda ser fácilmente asimilado a los currículos dentales y a la práctica general se ha hecho cada vez más evidente.

Este pequeño trabajo pretende satisfacer las necesidades del estudiante de Odontología y del profesional mejorando conocimiento fundamental sobre materiales en una forma que es susceptible de poner al día con facilidad.

Esta pequeña obra tiene por objeto complementar los libros de texto existentes sobre las ciencias preclínicas y clínicas, así como aquellos dedicados a la ciencia de los materiales dentales.

Los conceptos más nuevos del currículum, en muchas escuelas, han reducido o eliminado cursos de laboratorio de materiales dentales, o los han transferido a cursos de técnicas básicas donde el objetivo principal generalmente es enseñar a los estudiantes a usar los materiales. La presente obra pretende explicar el PORQUE.

Los libros de texto moderno sobre ciencias dentales clínicas generalmente cubren, con considerable detalle, la manipulación de varios materiales dentales que se necesitan para las técnicas clínicas tratadas, nuevamente en su mayor parte desde el punto de vista del CÓMO más que desde el del PORQUE. En el formato elegido, cada capítulo empieza con objetivos específicos y finaliza con preguntas y respuestas relacionadas con los objetivos fijados. La mayoría de los capítulos provee, en forma esquemática, aplicaciones, composición, mecanismos, propiedades, manipulación, productos de que se dispone en el comercio y un glosario.

También, esperamos que la brevedad de las presentaciones haga de este pequeño trabajo un elemento útil como fácil medio de referencia.

## ANTECEDENTES HISTÓRICOS.

Aunque parezca muy extraño, hoy relativamente muy pocos antecedentes históricos de la ciencia de los materiales dentales, a pesar de que la práctica Odontológica se remonta a épocas anteriores a la era Cristiana. Fenicios y Etruscos, por ejemplo, utilizaron bardas y alambre de oro para la confección de prótesis parciales. Las láminas de oro fueron utilizadas con fines de restauración dental durante tan prolongados periodos que se desconoce la época en que se originaron.

Se dice que la Odontología moderna comienza en el año de 1728, cuando Fauchard publica un tratado en el que describe muchos tipos de restauraciones artificiales de marfil.

Es evidente, pues, que muchos de los materiales de restauración y accesorios que se utilizan en la actualidad se emplearon anteriormente, aunque solo hace poco se comenzó a disponer de alguna información científica sobre ellos. Su aplicación era una artesanía y el único laboratorio de prueba era la boca de los sufridos pacientes.

El primer despertar de importancia se produce a mediados del siglo XIX cuando se da comienzo a los estudios de investigación en Alúmina. Por la misma época se publican estudios sobre porcelana y oro en Hojas. Estos progresos más bien espontáneos en los conocimientos culminan con las brillantes investigaciones de G.V. Black, iniciadas en 1895. Difícilmente se hallará una faceta de la Odontología que este infatigable investigador no tratara.

La humanidad siempre se ha sentido disminuida ante el problema de tener que restaurar las partes de su cuerpo perdidas como resultado de un accidente o de una enfermedad. Los prácticos en la Odontología se han enfrentado a este problema desde sus comienzos, y los medios de reemplazar las estructuras dentales perdidas por materiales artificiales, siguen constituyendo una gran parte de la ciencia dental. La Odontología moderna reconoce distintos tipos de prácticas preventivas correctivas y restauradoras, ocupando estas últimas el mayor tiempo (60 a 80) por ciento de la práctica diaria del Odontólogo. Generalmente el reemplazo de los dientes perdidos se efectúa por dos razones primarias: ESTÉTICAS.

### RESTRICCIÓN DE LA FUNCIÓN.

La habilidad del dentista para obtener los resultados deseados está siempre limitada por ciertos factores básicos: Uno es la disponibilidad del material adecuado para la construcción del aparato restaurador y el otro factor es el desarrollo y control de un procedimiento técnico apropiado para el uso de estos materiales disponibles. Esta búsqueda de materiales correctos con la ayuda de las ciencias Químicas, Físicas y biológicas y de un método de manipulación o técnicas aplicadas, no ha sufrido interrupción desde el comienzo de la práctica dental hasta nuestros días.

A través de las edades, la Odontología ha dependido en gran parte de los avances de las artes y ciencias contemporáneas en el perfeccionamiento de los materiales y de los procedimientos. Aunque recientemente se han hecho grandes adelantos de los materiales restauradores al alcance del odontólogo, esta relación con las ciencias contemporáneas aún continúa.



De 1925 a 1950 ocurrieron más refinamientos y mejoras en la calidad de los materiales dentales restauradores que durante cualquier otro período de la historia del arte dental. Muchos factores han contribuido a este progreso, la comprensión de este progreso nos capacita mejor para comprender este progreso y apreciar las limitaciones, desarrollos, y futuras posibilidades de esta fase de la Odontología. Uno no puede evaluar en su totalidad los problemas de los materiales dentales de hoy en día, sin tener el conocimiento de lo ya acontecido en este terreno. Aunque no se ha escrito la historia completa de los materiales dentales restauradores, es posible seguir el desarrollo general del tema por el progreso efectuado a través de los siglos en el arte de la Odontología restauradora. Es evidente que se está considerando un tema que hasta hace muy poco no constituía una ciencia diferente, sino sólo una fase en relación con el arte y la ciencia de la Odontología. En el desarrollo primitivo de éste, el asunto era tan elemental que no se hicieron estudios separados de los diferentes materiales usados. A medida que la odontología fue desarrollándose y volviéndose más compleja, así lo hizo también la fase que comprendía los materiales restauradores, fue inevitable, por lo tanto, que con el tiempo, la masa acumulada de información referente a los materiales se volviese tan grande como para establecer una ciencia por separado. Como ciencia el asunto es nuevo, pero como práctica, en el terreno de la restauración es tan vieja como la odontología misma.

HISTORIA PRIMITIVA.

Entre los primeros ejemplos que se recuerdan de prótesis dental, están las estructuras de oro de los Fenicios, Etruscos y un poco más tarde los Griegos y los Romanos. De entre ellos, los aparatos de los Etruscos parecen ser los más avanzados y los más hábilmente confeccionados. Los ejemplos más antiguos de prótesis dental generalmente se consideran los confeccionados por los Fenicios. En todos los casos, las estructuras son, primariamente, aplicaciones simples de alambre de oro y material de bandas empleadas para atar en posición la parte artificial. Todas ellas datan de una época anterior en algunas centurias al comienzo del cristianismo y desde el punto de vista práctico, poco importa dentro de cuál civilización se efectuaron las primeras restauraciones. Es mucho más interesante observar que gran parte de los materiales y prácticas hoy en uso comenzaron a aplicarse en la Odontología hace cientos de años.

Parece evidente que el oro es uno de los materiales cuyo empleo data de más tiempo. Se ha usado con fines protésicos por lo menos durante los últimos 2500 años, o quizás más. Los historiadores dentales no están seguros respecto al tiempo que el oro se usó con fines protésicos, anteriormente a los ejemplos citados. Los antiguos Babilonios y Egipcios (4500 a 4000 años antes de Cristo) estaban familiarizados con el oro, plata, cobre, plomo. Sin embargo, los Babilonios, Sirios y Egipcios no fueron pueblos comerciantes y fueron los Fenicios (2700 años antes de Cristo) posiblemente el pueblo más comerciante del mundo antiguo, los que extendieron la cultura a lo largo de las costas del Mediterráneo.

Practicamente ellos controlaron el comercio del Estado durante el período de 1000 a 300 años antes de Cristo, y es importante por la industria del bronce. Los Fenicios también consideraron los metalúrgicos más importantes o diestros del mundo antiguo y fueron maestros en el arte de fabricar y colar el bronce, con una composición del 90% de Cobre y el 10% de Estaño. Ellos conocieron el Hierro unos 900 años antes de Cristo.

Las civilizaciones antiguas dispusieron para su uso de una variedad de metales y parece razonable pensar que el empleo de el oro en aparatos dentales fué una práctica común durante siglos antes de los ejemplos registrados. El avance de los aparatos por su evidencia la antigüedad de los aparatos y con esto mismo la antigüedad de esta ciencia o arte que recibe el nombre de Odontología. Muchos fueron preparados por soldaje después de hacer una unión razonablemente cuidadosa y, en realidad, este arte debió de haberse desarrollado a pesar de ser pocos los casos registrados. Tampoco se conoce cómo y por quienes fueron contruidos los aparatos. Posiblemente fueron hechos por obreros hábiles en el trabajo del metal y no por los que practicaban el arte dental, como lo han señalado los historiadores. Probablemente los médicos y los cirujanos ejecutaban los tratamientos dentales mientras los orfebres y otros artífices construían los aparatos. El rol desempeñado por estos últimos es semejante al desempeñado actualmente por los técnicos dentales modernos. Personas calificadas por su práctica y por su experiencia suelen reparar a menudo una estructura más artística y en menos tiempo que aquel que la imaginó, aunque el diseño funcional sea responsabilidad del Odontólogo.

En los aparatos antiguos se usaban dientes humanos o dientes tallados de un animal. En las primeras tumbas egipcias se encontraron dientes artificiales confeccionados de madera, pero la mayoría de los historiadores dicen que hayan sido los Egipcios quienes nos dieron a conocer algo apreciable de dentistería protésica.

Algunos Historiadores consideran que el siglo XVI fue el fin de la Edad Media. El invento de la imprenta en 1436 ayudó a la propagación del conocimiento tanto cultural como técnico; la emigración de los Griegos que eran hombres de Letras y ciencias a Italia, y el descubrimiento de América en el año de 1492, constituyeron importantes acontecimientos del final de esta Período. El fin de la edad media se concierne en general que fue el comienzo del despertar del pueblo. Fue durante la última parte de este período entre 1116 y 1289 D.C. que se establecieron Universidades con facultades Médicas en Bologna, Oxford, París y Montpellier.

Ahora trataremos de hacer una nueva reseña histórica por orden cronológica, para que usted amable lector pueda tener un poco más de ideas acerca de como fue evolucionando la odontología al correr de los años:

1050-1122.- Después de Cristo. En este período y según el autor árabe Rhazes los dientes cariados se llenaban con resinas molidas, alumbre, miel y otras sustancias.

1116-1289 D.C. Se establecieron Universidades con Facultades Médicas en Bologna, Oxford, París y Montpellier.

1436.- Se inventó la imprenta.

1461.- Giovanni de Vigo, hizo una descripción del tejido cariado y de como removerlo del diente en cuestión, antes de obturarlo con hojas de oro. Probablemente la práctica del empleo de las hojas de oro para obturaciones no fue original de él, dado que existen ciertos datos que indican que ese hábito debe haber provenido de los árabes varios siglos antes de esa época. Sin embargo se sabe con certeza que el oro en hojas se ha usado por lo menos desde hace unos 500 años, o sea desde el tiempo de Colón aproximadamente.

La preparación de hojas de oro para dorados y para otros fines comerciales data de la antigüedad. Los antiguos Egipcios, Hebreos y Griegos estaban familiarizados con el arte, aunque el origen de la producción de las hojas de oro ha estado en el lejano Oriente. Los Griegos primitivos produjeron hojas de un espesor de  $\frac{1}{100000}$  de pulgada, medida que se aproxima al espesor de las hojas actuales, que es más o menos  $\frac{1}{200000}$  de pulgada. Los métodos de la producción de las hojas de oro han cambiado algo a través de las edades.

1480.- Se encuentra la primera referencia auténtica de obturaciones con oro sobre dientes humanos, con fines de preservación, y fue escrita por un Italiano Johannes Vincularius de la Universidad de Bologna y posteriormente de la de Padua.

1492.- Descubrimiento de América.

1500 o siglo XVI.- Este se puede considerar como el comienzo de la literatura dental útil.

1548.- El desarrollo de libros y escritos sobre temas dentales tiene importancia en el progreso de los materiales dentales restauradores. Entre los primeros libros que tratan de Odontología, independientemente de la Medicina, hubo uno escrito en Alemania ese año por Walter Herman Ruff. Este libro escrito en el lenguaje del pueblo tiene su significación puesto que todas las otras obras anteriores que hablan sobre dientes estaban escritas en Latín.

1562.- Ambroise Paré del cual se sabe que es muy probable que haya sido uno de los primeros en utilizar el icalite de clavo aplicable a las operaciones dentales y aliviar el dolor de lasuelas. También se le atribuye a Paré el haber preparadouelas y dientes artificiales con hueso y marfil.

Jacques Guillemau, pupilo de Paré, fue el primero en utilizar materiales inorgánicos para obturaciones y dientes artificiales. Preparó una sustancia fundiendo juntas varias ceras, gomas, resinas molidas, perlas pulverizadas y coral blanco. Esta pudo haber sido la precursora, en principio, de la porcelana fundida y con cualidades estéticas que aparecieron muchos años después.

1558.- Un proceso para colar metal fue descrito por el artista Florentino Benvenuto Cellini, en el capítulo de sus memorias número 41. Se deduce que Cellini habla usado muchas veces este método de los patrones de cera en los colados anteriores. No reclama para sí el método de cera. Él realizaba los colados, pero sí, nos indica que el horno de fundición que él utilizaba sí era idea propia.

Cellini, Plinio y Teófilo emplearon también en el soldaje de oro, plata de Cobre, Nítro y Borax, el cual era considerado como muy efectivo. Aparentemente la aleación se produce cuando los compuestos del cobre se calientan en contacto con los del Oro y de la Plata. Pero sin duda que los secretos de estas Prácticas se guardaron en secreto muy a menudo, de tal manera que no se conocían fuera del oficio. La Odontología practica así era más un arte que una ciencia, de modo que probablemente no se haya hecho un uso total de la habilidad y de las técnicas existentes. En realidad la práctica de las restauraciones coladas por el método de la cera perdida tuvo que esperar varios siglos antes de ser adoptada por la Odontología.

1589.- Ruvibra menciona también el aceite de clavo como aplicable en las operaciones dentales.

#### ALGUNAS NOTAS CONTEMPORÁNEAS DE LA EDICIÓN DE 1811.

Es interesante saber que Plinio empleó la Malaquita, que es un mineral de Cobre, mezclada con Nítro, que es un Nitrato encontrado en la naturaleza, para soldar el oro. También escribió sobre temas médicos-dentales, pero en este terreno se le considera menos científico que otros escritores de su tiempo.

El sacerdote y monje Teófilo en su "AN ESSAY UPON VARIOUS ARTS" muestra ciertos progresos sobre los escritores antiguos. Al preparar este ensayo que en realidad es una enciclopedia del arte de su tiempo, para uso de sus hermanos monjes, Teófilo omitió algunas prácticas arcaicas del período primitivo. Sin duda, la experiencia a través de los años había enseñado al hombre a usar únicamente los mejores procedimientos. Además Teófilo es considerado como uno de los mejores escolásticos de su tiempo.

En el Book One, trata principalmente de la pintura y de otras artes afines. En el Book two trata principalmente de la Carbónica y suministra una buena descripción de las prácticas primitivas del trabajo en vidrio. En el Book three, Teófilo describe el arte de trabajar el metal y dedica un espacio considerable a la obra de los orfebres. Contiene la descripción de una variedad de metales para aleación con métodos para fundir y refinar los metales y las aleaciones; así mismo, describe herramientas e instrumentos apropiados para el arte metalúrgico. Desde el punto de vista de los materiales y prácticas dentales, el interés se concentra en puntos tales como la preparación de la soldadura de plata, soldadura de oro, aplicación de la soldadura sobre el oro, soldaje de oro y plata juntos, ¿cómo se suelda el Estorio? y otros. Incluye también el colado de unas asas de una copa de plata, dando en detalle el método de la cera perdida. Los historiadores consideran tan claro el método descrito por Teófilo, que es posible seguirlo en sus pasos, tanto en la práctica como en sus principios. Después confeccionar el asa en cera, y después Teófilo habló de unirle un verdadero o conducto de cera, el que describió cilíndrico, como una vela delgada y de una longitud de medio dedo. Era un poco más grueso que el extremo anterior y a esta parte de la cara se le denominó embudo, el que modeló rápidamente con un hierro caliente. Se usó después arcilla bien batida para cubrir cuidadosamente la cara de manera tal que se llenaran bien todos los detalles de la cara esculpida. Después se colocaron estos moldes cerca de carbones bien chicos, así cuando ellos se calentaban era posible quitar la cera. Una vez que el molde de arcilla se cocinó bien y estorció aún los moldes calientes se vertió el metal fundido a través del embudo cuando el molde y el colado se enfriaron, se quitó la arcilla y quedó una réplica del metal del modelo de cera.

PERIODO MODERNO PRIMITIVO  
COMIENZO DE LA CIENCIA DENTAL.

Fue durante este periodo, que se establecieron los fundamentos de la ciencia odontológica. No obstante, había surgido un tipo de práctico-médico-dental que fue reconocido por la profesión médica. Con el comienzo del siglo XVII, se fueron desarrollando las ciencias contemporáneas de la Química y de la Física. Galileo había establecido su ley sobre la caída de los cuerpos y había inventado el telescopio. El microscopio compuesto estaba en uso, la imprenta estaba en servicio, y los peregrinos habían desembarcado en Norte-América. A fines del siglo, Robert Boyle había definido ciertos elementos químicos, y Sir Isaac Newton había demostrado la ley de la gravedad. Se fueron produciendo otros desarrollos similares en las ciencias biológicas, bacteriología, anatomía, fisiología y otras.

1600.- O Siglo XVII.- Fue un periodo de desenvolvimiento rápido del arte de la práctica dental coordinado con los elementos científicos que habían evolucionado con la centuria anterior. La introducción de la porcelana fundida para los dientes fue uno de los acontecimientos más importantes de este periodo.

1683-1758.- Lorenz Heister fue por estas épocas, uno de los primeros en mencionar los aparatos removibles.

Siglo XVII o 1600.- El uso de la lira dental ya era una práctica corriente, junto también a las piedras de esmeril para el tallado de dientes habían sido introducidas por el médico alemán Konrad Van Swolinger.

1700.- Por este año, Matthaeus Gottfried Parnern, fue el primero en mencionar los modelos de cara en conexión con trabajos protésicos. Se supone que la cara se tallaba en la forma deseada, siendo después reproducida en madera o en marfil por un artesano. También alrededor de 1700 un dentista francés Pierre Dionis, fue el primero en sugerir para grandes cavidades el empleo de un tipo de incrustación de oro y de plata en lugar de el oro en Hojas. Dionis falleció en 1718 pero durante el curso de su vida escribió sobre una clase de dientes confeccionados por fusión conjunta de ceras y de gomas blancas a las que agregaba conal blanco y perlas pulverizadas, siendo esto similar al trabajo de Guillemau, tiene su significación, porque representa un esfuerzo posterior hacia la fabricación de dientes minerales.

1728.- Pierre Fauchard, describió los materiales y las prácticas de su época en su libro publicado en 1728 en las cuales estudió muchas facetas de la Dentisteria incluyendo procedimientos operatorios y protésicos. Reunió y clasificó mucha de la buena información que había en ese tiempo sobre Odontología. Existieron textos dentales antes de la época de Fauchard, pero fueron considerablemente más limitados en su alcance y en su aplicación. Como materiales de obturación recurrió al Plomo, Estaño, oro; pero prefería al estaño por su facilidad de adaptarse a las paredes de la cavidad. A los dientes naturales, o con perfiles de madera los sujetaba en posición mediante un compuesto formado por cera selladora, trementina y copal blanco, o los fijaba en una alcañón de baja fusión empleada para obturar conductos.

1718.- Heister, en Alemania describió en un libro juegos parciales hechos de marfil y mantenidos en posición por una adaptación justa hecha en la encla.

1746.- El primer libro que describió la Odontología mecánica fue el de Claude Houton en este año. En este libro se hizo una descripción de las coronas de oro estas, más de una pieza de metal y de el uso de ganchos de oro en lugar de las ligaduras para retener los dientes artificiales.

1756.- Se atribuye a Philip Pfaff, haber sido el primero en usar modelos de yeso preparados sobre impresiones de cara seccionales de la boca del paciente. Cera y yeso fueron por lo tanto, materiales dentales corrientes y se han usado desde aquella época.

1766.- Robert Woofendale, vino a América a practicar Odontología. Se ha sostenido que el primer libro americano en odontología fue escrito por R.C. Shinner en 1801 sobre dientes Humanos.

1768.- La odontología en la Gran Bretaña no se desarrolló mucho sino hasta el siglo XVIII. En esta época la profesión aún no estaba bien consolidada. La obra de Fauchard no fue conocida en la Gran Bretaña, y el primer texto comprensible en Inglés, apareció en este año, aunque ya en 1686 como ya dijimos Charles Allen habla escrito un libro sobre dientes, donde describía un método de transplante. En esta época las coronas con dientes humanos se hacían mantenidos en posición por un tornillo o un pivote de madera, o un remache metálico.

1770.- Las aleaciones de metales de baja fusión fueron introducidas por M. D'Arceat en este año.

1775.- Etienne Beaudat, fue quien primero se refirió al empleo de una base de oro para sostener los dientes artificiales de marfil, fijados con pernos de oro.

1788.- El dentista Francis, Nicholas Debois, fue quien por primera vez exhibió en este año una dentadura completa de Porcelana cocida hecha en un solo Block. La introducción de la porcelana fundida para los dientes, en 1789, se considera como uno de los acontecimientos más importantes de la Historia de la Odontología. Representa el comienzo de progresos científicos en el arte restaurador de la práctica dental. A veces se modificó la apariencia de los dientes artificiales cubriendo la porción externa con una lámina delgada de oro, o empleando esmalte de joyeros.

1789.- En la primera parte del Siglo XIX las condiciones parecían haber mejorado algo en la Gran Bretaña. En Edinburgo en este año, se prepararon por primera vez cavidades retentivas para obturaciones en oro.

1796.- En este año se generalizó el uso de ganchos para retener las dentaduras parciales. Otros numerosos textos de dentistería se escribieron durante los últimos años del siglo XVIII y en los comienzos del Siglo XIX.

1797.- El dentista Francis Nicholas Debois Chemont el haber escrito un libro en Inglés describiendo la porcelana.

1800.- En las escuelas comenzaron a progresar la Química la Física la Medicina y demás ciencias. Los inventos, como la introducción del Ferrocarril, el barco a vapor, la estampilla postal, la mejora del sistema de carreteras, el Canal Erie, el gas del alumbrado, los fosforos, el telégrafo, todo tuvo su comienzo en el siglo XIX. Todos estos adelantos ayudaron a gestar la odontología y crear un enfoque diferente a la civilización en general. Numerosos y respetados profesionales practicaron la Odontología tanto en América como en Europa. Fue a través de su esfuerzo que se hicieron los adelantos en la profesión y los Barberos-Cirujanos se vieron obligados a dejar su profesión. El siglo XIX debe considerarse como un período de progreso mecánico en los campos contemporáneos y del establecimiento del odontólogo en la sociedad. En 1800, o sea en la iniciación del siglo XIX, los materiales dentales se comenzaron a producirse en América. Anteriormente se importaban de Europa. También por este mismo año, se comenzaron a producir y se laminaron monedas de oro en forma de material Obturatriz de oro no Cohesivo.

1801.- Como ya hemos mencionado, el primer libro en odontología fue escrito por R.C. Shinner por este año.

1805.- Edward Hudson, fue quien, por este año usó por primera vez puntas de oro para obturar conductos.

1806-1808.- Se le atribuye al dentista Italiano Giuseppangelo Fonzi, quien vivió en París, la preparación del primer diente aislado de porcelana cocida, con pernos de platino entre los años antes mencionados. También a él se le reconoce la preparación de Veintiseis tonos de porcelana, usando óxidos metálicos.

1812.- En este año se produjeron hojas de oro por el método de batido de Maerous Bell, de Hartford Connecticut. Este fue el que fundó la compañía que llegó a ser más tarde la J.M. Ney Company, aún hoy una de las principales fábricas de aleaciones de oro dental. Por lo tanto, los primeros productos dentales hechos en América fueron el oro de hojas y la porcelana dental.

1817.- Se importan dientes de porcelana de Europa a Norteamérica, principalmente desde Francia.

1825.- Los dientes de Porcelana se producen y aún se mejoran en Norteamérica. El reemplazo de hueso o de marfil tallado, o de los dientes naturales, por el producto mineral fundido, fue otro paso de avance dentro de la profesión y representa uno de los adelantos más grandes en lo que se refiere a materiales dentales.

1826.- La combinación de la Plata y de el Mercurio para formar amalgama o "Pasta de Plata", fue anunciada por M. Traversi, de París en este año. Esta fue el comienzo de la amalgama dental reconocida como una de las aristas sobresalientes en el terreno de los materiales restauradores. Los dentistas Franceses pueden muy bien considerarse como los conductores de este período; en otros países de Europa la profesión estuvo para adoptar las prácticas Francesas o sus equivalentes y en pocos casos ellos hicieron contribuciones adicionales.

1832.- James Snell, escribió que prefería los fórceps a la llave, para realizar correctamente las extracciones. Para obtener dientes curiados eligió también el oro y describió dos tipos de cementos que podían usarse, pero sin esperar de ellos demasiado éxito. No fue sino hasta veinte años más tarde que empezó a usarse el cemento de Oxiduro de Zinc.

1833.- La amalgama y el mercurio fueron introducidas a los Estados Unidos de Norteamérica hacia este año por los Chateaus.

1838.- Por este año se inventaron los dientes de tubo de ASA, pero se produjeron hasta hace poco sólo con ciertas modificaciones en la forma.

1839.- Se establece el primer periódico Odontológico en el mundo, "The American Journal of dental Science".

#### PERIODO DE MEDAVANCEO MECANICO.

1840 - 1900.

La odontología, al igual que las artes y ciencias afines, sufre gran ventaja del desarrollo mecánico de la última parte del Siglo XIX, y comienzo del siglo XX. La aplicación de los principios Químicos, Físicos y mecánicos, aplicados a la odontología fueron como un tónico para su avance, especialmente si se combina con los adelantos de las ciencias biológica. Fue después de 1840, que Norteamérica comenzó a adquirir el predominio de la creación y producción de los materiales dentales y finalmente se desarrolló una industria sustancial en este campo. Las referencias indican que, por lo tanto, las compañías Ney y White están entre las más antiguas del ramo.

1840.- Se inicia en Inglaterra el uso de ceras para impresiones, junto al yeso y a los modelos, a los troqueles metálicos. Sobre los modelos se formaron bases de oro y platino mediante tornillos o ranuras se unieron dientes naturales o de marfil, tallados, con ligaduras para mantener firme el aparato. A menudo se usaron resortes unidos a los aparatos con el fin de retener las dentaduras completas. Antes de 1840 se hicieron progresos considerables en Francia, Inglaterra y los Estados Unidos tendientes al mejoramiento de los dientes de porcelana.

1840.- Los materiales dentales eran relativamente simples, pero el progreso que fueron experimentando las industrias, hacía esperar un adelanto a breve plazo.

1840.- La práctica de la odontología en Norteamérica había alcanzado un punto decisivo. El primer periódico odontológico en el mundo "The American Journal of dental science" se estableció en 1839. La primera sociedad dental nacional "La so-

-ciudad dental Americana de Cirugía se estableció en 1840. El primer colegio dental de Baltimore se estableció el mismo año, o sea, 1840. Con el establecimiento de un periódico dental, una sociedad dental, y una escuela dental estaban puestos ya los fundamentos de una ciencia dental en Norteamérica.

1840.- Charles Goodyear descubrió el proceso de vulcanización de la goma por el calor seco, lo que más adelante hizo posible la introducción de uno de los materiales dentales más útiles: La vulcanita.

1842.- Se descubrió en la India la Gutapercha.

1844.- En esta época la sociedad comenzó la guerra contra la amalgama de plata y entonces se introdujo un material en forma de amalgama de cobre. En ese mismo tiempo las impresiones de la boca se tomaban en Yeso. En este mismo año J.S. Dodge, patentó una corona de porcelana con pivote de madera de nogal.

1845.- Se establece la segunda escuela dental de los Estados Unidos en este año en la ciudad de Cincinnati.

1847.- Se empezó a usar la Gutapercha mezclada con Clorofórmio, como material obturador de conductos. Este material, la Cloropercha, continuó en uso hasta épocas recientes como material recubridor de cavidades y como barniz de cavidades profundas. Por este año también, se introdujeron las aleaciones de oro y platino constituidas por tres cuartos de oro y una de platino.

1848.- En este año Aes Hill, mezcló la guta con óxido de Zinc para usarla como obturador, y sin duda ésta fue la precursora de la obturación temporal actual.

1849.- F.H. Clark, modificó la corona Dodge reemplazando el pivote de madera por un pivote metálico.

1851.- Nelson Goodyear anunció el método para la producción de vulcanita o goma dura, aunque ya unos diez años antes, Charles Goodyear había descubierto el proceso de la Vulcanización de la goma por el calor seco, calentando juntos caucho, azufre y plomo blanco. El anuncio de la vulcanita y su empleo posterior en las placas dentales patentadas en marzo 5 de 1855, fue otro de los adelantos sobresalientes en materiales dentales. Aún cuando la vulcanita no era el material ideal para base de dentaduras, ella sirvió bien como sustituto de las dentaduras previamente usadas talladas en marfil. Su empleo estuvo mucho tiempo protegida por patentes de invención.

1852.- Se comenzó a usar el cemento de Oxiduro de Zinc.

1855.- El anuncio oficial de la Vulcanita y su empleo posterior en las placas dentales. Las restricciones en el uso de la amalgama no habían tenido éxito completo. En este año Elisha Townsend, introdujo una aleación Plata-Estado-Mercurio, o lo que se conoce prontamente como amalgama. Al mismo tiempo las hojas de oro habían conseguido una creciente popularidad, con la introducción de las hojas recocidas cohesivas por Arthur Robert de Baltimore. Por este mismo año fue muy común el uso de cemento de Oxiduro de Zinc como obturación y como medio cementante.

1856.- Fueron anunciadas por Alfred A. Blandy, las placas bases de aleación de baja fusión.

1858.- Charles Marry, de St. Louis, introdujo un cable flexible para máquina dental, adquirido en 1862 por la aparición del ángulo.

1860.- J.F. Flagg, introduce otra nueva fórmula de la amalgama.

1862.- Aparece el ángulo para máquina dental.

1864.- Phineas Taylor Barnum, de Monticello puso en uso el dique de goma para aislar los dientes de la Saliva.

1868.- La profesión se vio beneficiada por la expiración de las patentes que controlaban infortunadamente el uso de la Vulcanita.

1869.- J. Smith, Hyatt, introdujo el celuloide al investigar por un material apropiado para bolas de billar, y muy pronto se usó como material para base de dentaduras. De esta manera vemos que poco después de la introducción de la Vulcanita -



-Se arduo en busca de un sustituto. Sin embargo, fué recién 80 años más tarde en 1937, cuando se obtuvo el sustituto satisfactorio en forma de material conocido como resina acrílica.

1870.- En este año se empezaron a usar los cementos de Fosfato de Zinc.

1878.- Aparece la Corona Reachmond.

1879.- Los cementos de silicato se introducen al mercado y se pone en uso este tipo de Cemento.

1885.- Aparece la corona tipo Davis, y en este mismo año H. D. Justi modificó la forma de la corona Davis.

1883.- Se disolvió la Guta en eucaliptol y se emplea como obturadora de conductos. Quizás esto haya sido el comienzo de los conos de Guta para conductos que se emplean en la actualidad.

1884.- Se atribuye a Alhagon de Saran, de París el haber fundido en este año oro de 24 Kilates en un molde de revestimiento para formar incrustaciones.

1887.- J. R. Knapp de Norteamérica inventó el soplete, pero el éxito lo consiguió recién en 1907 cuando W. H. Taggart, de Chicago introdujo el método práctico para las incrustaciones de oro. Hubo una larga espera antes de la aparición de este procedimiento y aunque hay ciertas dudas sobre la autenticidad de el invento de Taggart y sobre la ética de su invento como producto comercial, no puede haber dudas sobre el mérito de la técnica y de las ventajas aportadas a la odontología restauradora.

1889.- Se le atribuye a Charles Land, la construcción de un horno eléctrico para porcelana de alta fusión.

1858-1890.- Se hace muy común el empleo de incrustaciones coladas y adaptadas en su posición.

1895.- W. E. Christensen, modifica el horno eléctrico para porcelanas de alta fusión. Al final del siglo XIX se investigó más sobre amalgamas y se hicieron progresos continuados en los trabajos de investigación sobre estas. G. V. Black, publica los resultados de sus estudios, lo cual marcó el comienzo de las medidas de precisión en la combinación de las amalgamas. El mismo autor había publicado en sus teorías sobre diseño y preparación de cavidades, las cuales sólo están notablemente relacionadas con los materiales dentales, pero incluyen ciertos principios de mecánica que abarcan propiedades de los materiales usados para las restauraciones.

1877.- B. F. Philbrook, había descrito un método similar para colar incrustaciones. Esto indica que a través de la profesión, se habían dedicado muchos estudios al problema y que la solución no fué sino el resultado natural de la investigación. Es interesante meditar hoy el porque no se llegó a un resultado similar en una fecha anterior, puesto que se sabe que Cellini, Teófilo y otros, usaron los mismos principios en sus artes cientos de años antes.

### ADELANTOS DESDE 1900.

Fueron pocas las personas relativamente hablando, que antes de 1900 se especializaron en la mejora de los materiales dentales, o que fueron capaces de verificar las exigencias establecidas para aquellos materiales entonces disponibles. Actualmente son más de 300 personas (trescientas), ocupadas en la investigación y desarrollo en este terreno, las cuales poseen una base de entrenamiento y experiencia en Física, Ingeniería, Química y en Odontología.

El desarrollo del micrómetro óptico para medir cambios dimensionales en las amalgamas, fué uno de los primeros refinamientos en los estudios para medir estos cambios, tanto en las amalgamas como en los materiales afines. Entre las que contribuyeron a la literatura periódica durante la primera parte del siglo se-

—Encontran A.W.Gray, Paul Poetho, R.V.Williams, W.S.Crowell. Gray redactó numerosos estudios sobre amalgamas y su comportamiento cuando están sometidas a diferentes prácticas de manipulación. Primeramente puso una teoría sobre cambios dimensionales, emanada del endurecimiento de la masa de la amalgama. Poetho efectuó estudios sobre aleaciones de amalgama y cementos dentales. Williams describió métodos de prueba y mejoramiento de las aleaciones de oro dental y Crowell contribuyó con informes sobre investigaciones de cementsos y otros materiales como prácticas y ensayos.

En laboratorios Pecos también se hicieron, en la primera parte del siglo XX estudios muy importantes sobre el método de combinar el oro y el cobre y posteriormente se verificaron en los Estados Unidos y en la Gran Bretaña.

El descubrimiento de la formación del compuesto Cobre-Oro, tuvo gran importancia en el mejoramiento de las aleaciones de colados dentales, como se verá más adelante.

Inmediatamente podemos reconocer en el terreno de los materiales y prácticas restauradoras, que desde 1900 en adelante se han introducido varios renglones importantes, tales como el proceso de colado, el uso de las resinas tipo acrílicas, en reemplazo de la goma vulcanizada, las aleaciones coladas de cromo-Cobalto para dentaduras parciales, el acero inoxidable en ortodoncia y otros aparatos, lo mismo que una variedad de materiales elásticos para impresión. Cada uno de ellos ha hecho más aceptable la práctica dental moderna tanto al paciente como al Odontólogo. El desarrollo de las fresas de carburo y de los instrumentos cortantes de Diamante, y la aplicación exitosa de la alta velocidad en los instrumentos de tipo rotatorio que han servido de ayuda en las operaciones de corte de los tejidos dentarios. Además de estos puntos de importancia se han producido innumerables modificaciones, mejoras, y refinamientos menos notables que han contribuido a hacer a los materiales dentales más útiles y funcionales. Hasta ahora se ha considerado a la rama de los materiales dentales restauradores como parte de la ciencia odontológica.

1903.— Aparece el Hombro gingival para las coronas Jacket de Porcelana por E.B.Spalding.

1905.— La aparición del sumario para la construcción de incrustaciones de porcelana por J.Q.Byron.

1907.— Solbrig, en París, independientemente de Teggart coló incrustaciones de oro, por método similar durante este año.

1937.— Se da a conocer por vez primera la Resina acrílica.

### ALCANCE DE LOS MATERIALES DENTALES EN LA ODONTOLÓGIA RESTAURADORA.

A menudo resulta difícil saber el significado exacto de el término "Materiales dentales restauradores" y que cosas incluye. Algunos han propuesto un nuevo término y mejor, de manera que explique todo lo que el encierra. Estos títulos descriptivos, como: "Fleisco dental aplicada" "Elementos químicos y Fleiscos en la odontología restauradora" se han pensado como posibles substitutos del término de materiales dentales. Todos estos títulos tienen sus limitaciones.

Los materiales dentales restauradores incluyen, productos empleados por el odontólogo, como aleaciones de oro, aleaciones de amalgama, cementsos, compuestos de tipo Gypso, ceras dentales, compuestos para tomas de impresiones, resinas para bases de dentaduras u otros materiales semejantes, exceptuando, los agentes terapéuticos y los medicamentos empleados en las operaciones dentales restauradoras.

Se debería abordar el tema desde un punto de vista determinado, así el material es un elemento químico, debemos saber como se comporta Físico y Mecánicamente y de cómo debe manipularse desde el punto de vista técnico para desarrollar sus propiedades de forma más satisfactoria. Debe tenerse presente que la manipulación y el comportamiento del material son básicos para la interpretación práctica de sus características Físicas y Químicas fundamentales.

La aplicación de los materiales dentales no está limitada a ciertas ramas de la odontología. Casi no hay operación en la profesión que no haga uso de ellos en una o más formas. Algunas fases de la odontología restauradora dependen de distintos materiales y sus mejores propiedades. Otras ramas de la Odontología como la cirugía oral menor, y la odontología preventiva, requieren menos del uso de materiales, pero aún en estos terrenos son de importancia las características físicas y químicas de los equipamientos empleados. sin embargo, como la mayoría de los materiales dentales son usados en restauraciones de un tipo o de otro, directa o indirectamente resulta correcto describir el tema como relacionado con los materiales dentales restauradores, aunque pueden encontrarse algunas excepciones.

### CIENCIAS BASICAS APLICADAS A LOS MATERIALES RESTAURADORES.

Es corriente que no se reconozca en su totalidad el alcance de la aplicación a la odontología los principios de las distintas ciencias. Las ciencias que tienen un interés primordial para el odontólogo son todas aquellas derivadas de los tres terrenos científicos básicos: Biología, Química y Física. No es posible trazar una línea divisoria definida entre estas tres ciencias en lo referente a su importancia dentro de la Odontología.

La práctica de una excelente odontología clínica depende no sólo de una comprensión total de las distintas técnicas aplicadas, sino también de la comprensión de los Principios Biológicos, Químicos y Físicos fundamentales que sirven de sustento a estas técnicas.

La mayoría de las personas que trabajan con los materiales restauradores consideran actualmente que los estudios Físicos, Químicos y mecánicos no pueden separarse completamente de los estudios Fisiológicos, Patológicos u otros estudios Biológicos de los tejidos que generalmente deben soportar y tolerar las estructuras restauradas.

### APLICACION DE DIVERSAS CIENCIAS.

Para tratar a fondo cualquiera de los materiales restauradores usados en la odontología restauradora y preventiva, es necesario comprender su estructura y sus propiedades fundamentales. Para emplear eficazmente los materiales en las operaciones dentales es deseable comprender a los cambios que acompañan a las reacciones Físicas y Químicas que no tienen influencia sobre las propiedades mecánicas sobre ciertos sistemas de materiales y aleaciones usados en los procedimientos restauradores.

No todos los aspectos técnicos ni las aplicaciones de los principios Físicos, Químicos y Mecánicos pueden describirse con detalle en el tiempo y espacio muy limitados de que se dispone para dichos estudios. Esto no sería necesario por otra parte, puesto que la práctica pre-dental incluye la comprensión de muchos de los principios básicos, aunque las aplicaciones prácticas puedan haberse descuidado. Resulta práctico por lo tanto, describir y aplicar los fundamentos importantes a las operaciones dentales.

Un entendimiento más completo de éstos y otros principios fundamentales, es de mucha importancia para el odontólogo, ayudándolo a comprender ciertos fenómenos físicos, como la fusión y solidificación de las aleaciones coladas, la volatilización de los líquidos acompañada de enfriamiento, o la estructura cristalina de los metales solidificados cuando se compara con la estructura esencialmente no cristalina de las ceras, compuestos de impresión, hidrocoloides y material para bases de dentadura.

Con el conocimiento de éstos principios y otros numerosos por ejemplo de la buena práctica del colado metalúrgico y fabricación de las estructuras mediante uniones y soldajes, es posible diseñar y construir aparatos dentales notablemente efectivos.

Se ve, por lo tanto, que la ciencia que describe las características de los materiales restauradores, es una materia amplia y completa. Ofrece una gran complejidad de temas y depende, para sus fundamentos, de los principios establecidos para otras muchas ciencias.

A lo largo de todo el estudio de este tema se observarán muchos ejemplos en los cuales se aplican esos principios. En este estudio se verá a menudo, que las características de los materiales dentales y de los principios físicos químicos y científicos sobre los cuales se apoya el empleo de esos materiales están íntimamente asociadas con la práctica satisfactoria de la odontología restauradora.

## 2. ATRACCIONES Y UNIONES DE LOS MATERIALES.

### UNIONES ATÓMICAS.

#### *Aplicaciones en la Odontología.*

- 1.- Ayudar a explicar la conducta de los materiales dentales.
- 2.- Ayudar a predecir ciertas propiedades características de los materiales dentales.

#### *Atracciones Interatómicas.*

La mayoría de los materiales utilizados en la odontología restauradora son pastas o líquidos que se convierten en sólidos durante un procedimiento técnico. Las principales fuerzas de atracción que unen los átomos o moléculas de estos materiales entre sí son por lo general muy fuertes (energía de unión de aproximadamente 100 Kcal/mol). Estas uniones fuertes o primarias se dividen en tres tipos: Iónicas, Covalentes y Metálicas. Hay también fuerzas de atracción más débiles o secundarias (energías de unión de menos de 10 Kcal/mol), a menudo denominadas fuerzas de Van der Waals. En algunos casos las fuerzas secundarias son las únicas presentes y determinan la conducta del material. En otros las fuerzas primarias pueden actuar en una zona particular del material (por ejemplo, las uniones covalentes dentro de las cadenas poliméricas individuales), mientras que las uniones secundarias determinan gran parte del comportamiento del material (por ejemplo las uniones secundarias entre las cadenas de polímeros).

Las atracciones interatómicas se asocian con la configuración electrónica de los átomos, y en la mayoría de las uniones los átomos luchan por lograr la configuración altamente estable de 8 electrones en la capa externa; liberar electrones de manera que la capa externa tenga 8 electrones; compartir electrones de manera que las capas externas de dos o más átomos queden completas.

### UNIONES PRIMARIAS.

1.- Uniones Iónicas. Los electrones son transferidos para producir átomos que tengan 8 electrones en sus capas externas, produciendo por lo tanto iones cargados negativamente y positivamente. La atracción electrostática o Coulombica entre los iones de distintas cargas produce fuertes uniones iónicas. Un ejemplo es la unión iónica en el  $\text{CaF}_2$ .

2.- Uniones Covalentes. Los electrones son compartidos entre dos átomos para completar su capa externa. Esta unión es sumamente direccional y se considera como aquella que se produce entre los electrones cargados negativamente y los núcleos cargados positivamente de los átomos. Como ejemplo podemos citar la unión entre dos átomos de Fluor, Hidrógeno, Oxígeno, Nitrógeno. Las uniones covalentes en las combinaciones poliatómicas están representadas por las del dióxido.

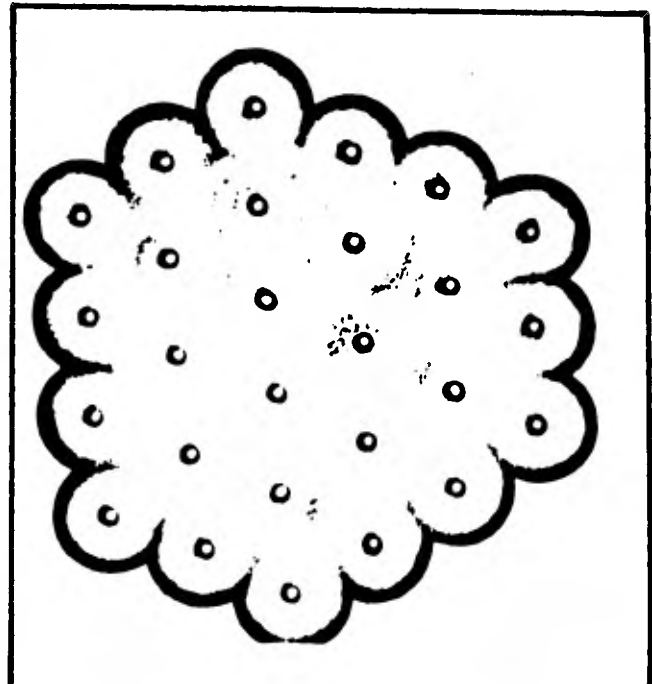
3.- Uniones Metálicas. Cuando sólo unos pocos de los electrones de valencia están presentes en la capa externa de un átomo (en particular de un metal), pueden ser eliminados con facilidad, apartándose del equilibrio electrónico y formando el centro un núcleo positivo. Los electrones "libres" actúan como nube electrónica o "gas" con carga negativa. Los núcleos positivos (iones) y la nube electrónica negativa producen fuerzas de atracción que unen los átomos del metal entre sí.

**Propiedades Características de las uniones.**

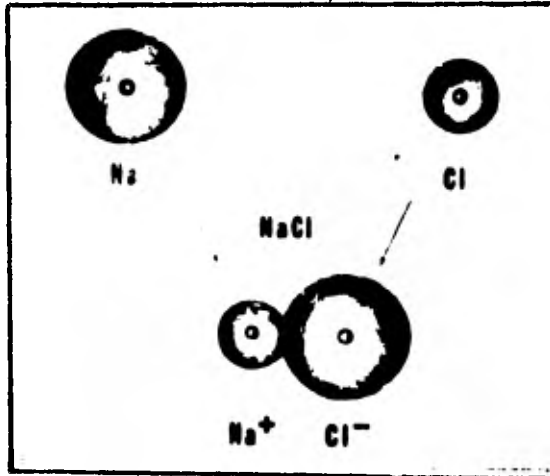
Tipo de union	Resistencia de la unión Kcal/mol	Propiedades características
Iónica	100-200	<ul style="list-style-type: none"> <li>a) Aisladores cuando son sólidos</li> <li>b) Conductores en solución.</li> <li>c) Importante union para vidrios y ceramicos</li> </ul>
Covalente	200-400	<ul style="list-style-type: none"> <li>a) Unión altamente direccional (forma cadenas)</li> <li>b) Aisladores</li> <li>c) Importante union para los polimeros</li> </ul>
Metálica	10	<ul style="list-style-type: none"> <li>a) Alta conductibilidad eléctrica</li> <li>b) Alta conductibilidad térmica</li> <li>c) Opaco.</li> <li>d) Llega a la producción de la cristalinidad en los metales, lo que a su vez afecta las propiedades mecánicas.</li> </ul>
Secundaria	1-30	<ul style="list-style-type: none"> <li>a) Relativamente debil.</li> <li>b) Importante en el comportamiento de las ceras y algunos polimeros.</li> <li>c) Importante para el mojado y la adhesión</li> </ul>

**Unión metálica.** Podemos resumir que la unión metálica, es una unión atómica en los metales por atracción electrostática de iones distintos, entre los núcleos iónicos positivos y las nubes electrónicas negativas.

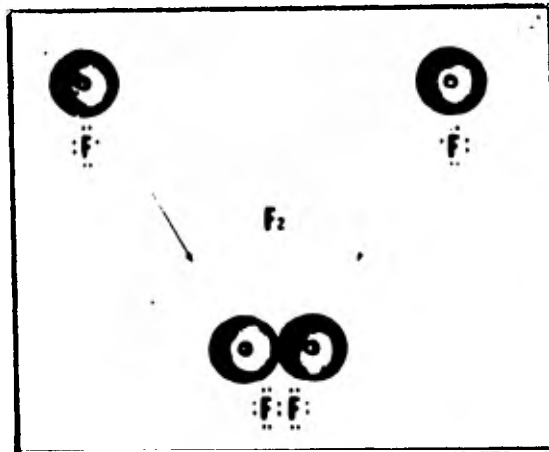
**Enlace metálico.** - Representación esquemática de electrones libres en una estructura de núcleos iónicos positivos. La unión metálica puede considerarse como la atracción entre los núcleos iónicos positivos y los electrones libres negativos. Ejemplo el Oro.



**Ionización.**- La transferencia de electrones en la formación del Cloruro de Sodio produce capas externas estables. Los iones positivos y negativos resultantes se atraen mutuamente, por medio de fuerzas Coulombicas, para formar una unión iónica. Nótese que el radio iónico del anión cloruro está aumentado y que el del catión está disminuido por la transferencia de electrones. Podemos resumir, que la unión iónica es una unión atómica por atracción electrostática de iones distintos.



**Unión Covalente.**- Los átomos de Flúor comparten un electrón que completa la capa externa de cada átomo. Podemos resumir, que la unión covalente es una unión atómica por compartición de electrones.



## COMBINACION DE UNIONES ELECTRONICAS Y COVALENTES.

Puede existir más de un tipo de unión primaria dentro del mismo material. Por ejemplo, la unión de un material puede ser a la vez iónica y covalente. La magnitud correspondiente a cada una puede medirse por la electronegatividad de cada elemento.

**Electronegatividad.**— La capacidad de un elemento para atraer electrones compartidos es medida por su electronegatividad. El Flúor tiene mayor capacidad para compartir electrones y su electronegatividad es la más alta de todas. Por otra parte, el Litio tiene la más baja de todas las electronegatividades. Los elementos a la extrema izquierda de la tabla periódica tienen electronegatividad baja, mientras que aquellos que están a la extrema derecha, exceptuando el grupo (0) tienen electronegatividad alta. En general, la electronegatividad decrece hasta un punto particular de la tabla periódica o a medida que el tamaño del átomo aumenta.

Dado que la electronegatividad indica atracción relativa para los electrones de unión, dos elementos de muy distinta electronegatividad, tales como el Na y Cl, forman uniones iónicas. Dos elementos de electronegatividad aproximadamente igual, tales como el F y el F o el Br y el Cl forman uniones covalentes. Los elementos que tienen diferencias de electronegatividad intermedias entre estos extremos, tales como el H y el Cl, tienen a la vez uniones iónicas y covalentes. Un ejemplo de un material que se emplea en odontología y que tiene uniones iónicas y covalentes juntas es el  $\text{CaSO}_4$ , que se conoce con el nombre de Sulfato de Calcio.

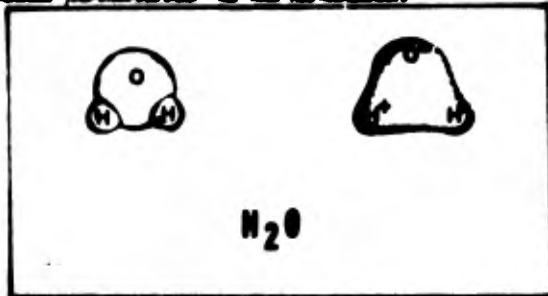
## COMBINACION DE UNIONES INTERMETÁLICAS Y IÓNICAS.

Un material puede constar de uniones intermetálicas y poseer propiedades tanto de las uniones metálicas como de las iónicas. Un ejemplo importante es la amalgama dental. Este material es duro y frágil debido al aspecto iónico de la unión intermetálica, pero tiene propiedades conductoras moderadamente altas debido al aspecto metálico de la unión.

## UNIONES SECUNDARIAS.

Estas fuerzas son bastante débiles (Por lo general menos de 10 Kcal/mol) y pueden ser divididas en fuerzas polares y fuerzas de dispersión. Juegan un papel importante en la conducta de muchos materiales.

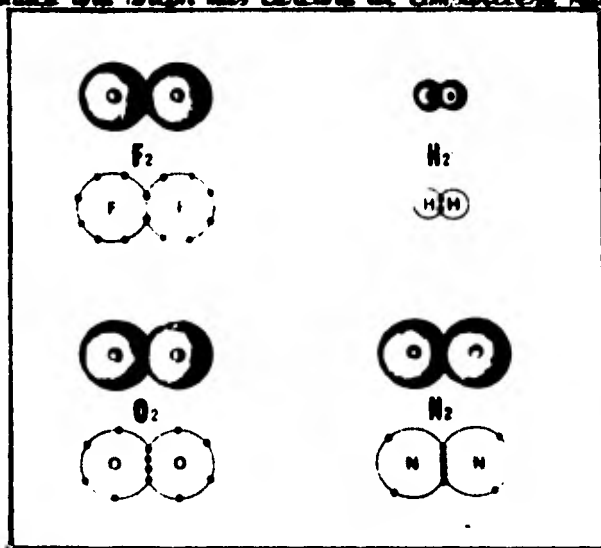
**Fuerzas polares.**— Se incluyen en este grupo los dipolos permanentes y los dipolos inducidos. Un dipolo eléctrico o una polarización existe en una molécula que tiene un desequilibrio eléctrico y en consecuencia un centro de carga positiva y un centro de carga negativa. Este dipolo eléctrico puede existir ya sea como una característica permanente de la molécula.



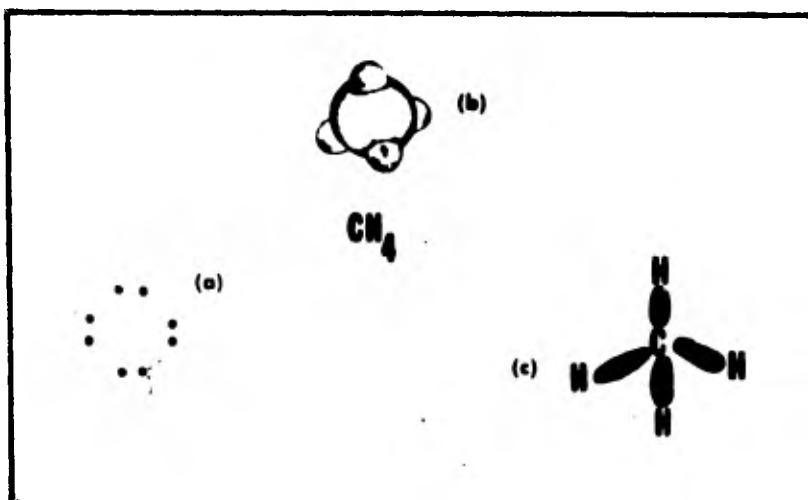
Momento de dipolo permanente.  
Una molécula de agua tiene un momento de dipolo permanente causado por el ángulo de unión entre los iones  $\text{O}^{2-}$  y  $\text{H}^+$



Unión covalente. Otro tipo de unión covalente en moléculas diatómicas. Se produce una unión más cercana al compartirse más electrones



Unión covalente. Otro tipo de unión covalente. Modelos de metano (CH<sub>4</sub>).  
 A).- Representación Bidimensional. B).- Modelo tridimensional de esfera maciza.  
 C).- Uniones de electrones covalentes.

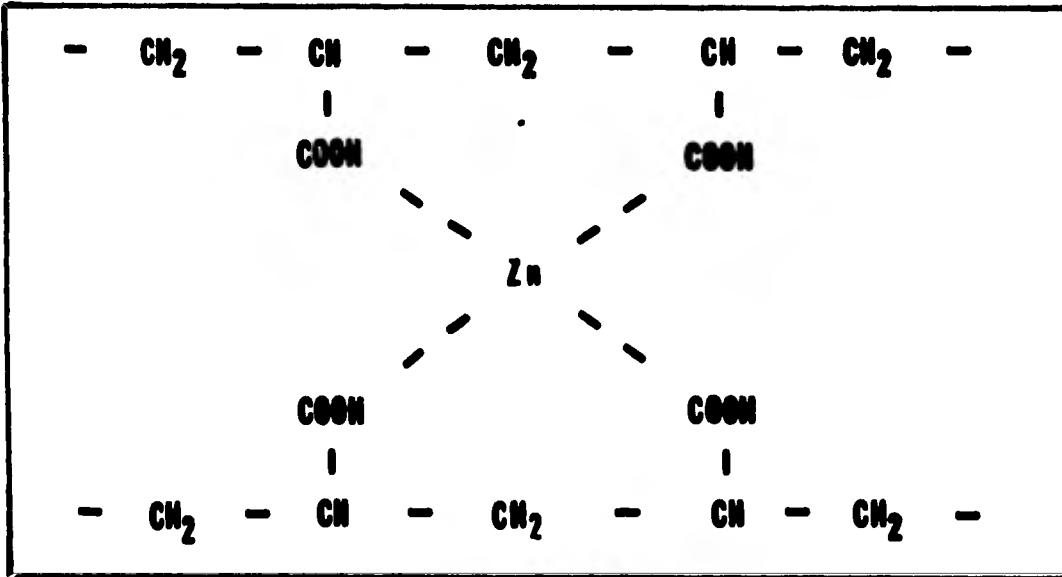


**Fuerzas de Dispersión.** *Aún en moléculas simétricas, se produce una polarización momentánea debido al movimiento al azar de los electrones. Las fuerzas de unión generadas por esta polarización fluctuante son llamadas fuerzas de dispersión*

**QUILACION.**

*Un quelato es un compuesto químico que tiene uniones primarias y/o secundarias que se proyectan desde dos sitios de la molécula hacia un ion metálico único. El proceso de unir químicamente el ion metálico y estos sitios de la molécula se denominan reacción de quelación. Se puede decir entonces, que la reacción de quelación es un tipo de unión por sustitución de un ion metálico en dos sitios de una molécula.*

*El mecanismo de fraguado del cemento de policarbonilato es un ejemplo de reacción de quelación. El calcio del esmalte puede substituir al Zinc y el cemento de policarbonilato puede quelarse con la superficie del esmalte quelado dentario.*



**ENERGÍA POTENCIAL Y DISTANCIAS INTERATÓMICAS.**

*Las uniones primarias y secundarias son fuerzas de atracción y actúan a lo largo de grandes distancias para atraer átomos entre sí. Sin embargo, existe una gran cantidad de espacio vacío en las moléculas, de manera que tiene que haber otras fuerzas (Específicamente fuerzas electrostáticas y el principio de exclusión de Pauli), que sean repulsivas y tiendan a mantener los átomos separados. La distancia interatómica estable para los átomos determinados es el resultado del equilibrio de las fuerzas de atracción y repulsión.*

**RESUMEN.**

*Podemos hacer un pequeño resumen de lo ya antes mencionado diciendo que la unión covalente es una compartición de electrones entre átomos para completar la capa externa, mientras que la unión metálica está formada entre núcleos iónicos cargados positivamente y una nube electrónica cargada en forma negativa. Una unión covalente es de naturaleza muy direccional, mientras que una unión metálica es no direccional y permite el flujo de electrones.*

Entre los materiales dentales que tienen uniones covalentes podemos mencionar: Resina para base de prótesis, materiales para impresión a base de mercaptano, etc.

Entre los materiales dentales que tienen uniones de tipo metálica podemos mencionar: Oro para orificar, aleaciones de oro y amalgams, etc.

Podemos decir que las uniones metálicas poseen otras características como:  
Una alta conductividad eléctrica.  
Una alta conductividad térmica.  
Opacidad.

Las fuerzas secundarias son también importantes puesto que cuando las fuerzas primarias no están presentes ellas actúan, o cuando ellas son de naturaleza direccional, como en el caso de los polímeros. Las fuerzas secundarias son a menudo importantes para el rojado y para la adhesión de los materiales.

El conocimiento de la unión atómica en los materiales dentales es importante para el odontólogo porque ayuda a explicar cómo manejar un material en particular. Ayuda a hacer la elección en cuanto al material que se va a usar en la boca. Ayuda a explicar por qué los materiales de restauración se comportan del modo que lo hacen en la boca.

## 2.- PROPIEDADES FÍSICAS Y MECÁNICAS.

### A. Propiedades Físicas.

Las propiedades físicas de los materiales dependen de los tipos de átomos de las uniones presentes en ellos. Las propiedades físicas no son generalmente afectadas por la forma, el tamaño o la orientación cristalina en el sólido, y se categorizan frecuentemente como propiedades no sensibles a la estructura. Entre las propiedades físicas más importantes en odontología se cuentan aquellas ópticas, eléctricas, electroquímicas, térmicas y superficiales.

### B. Propiedades Ópticas.

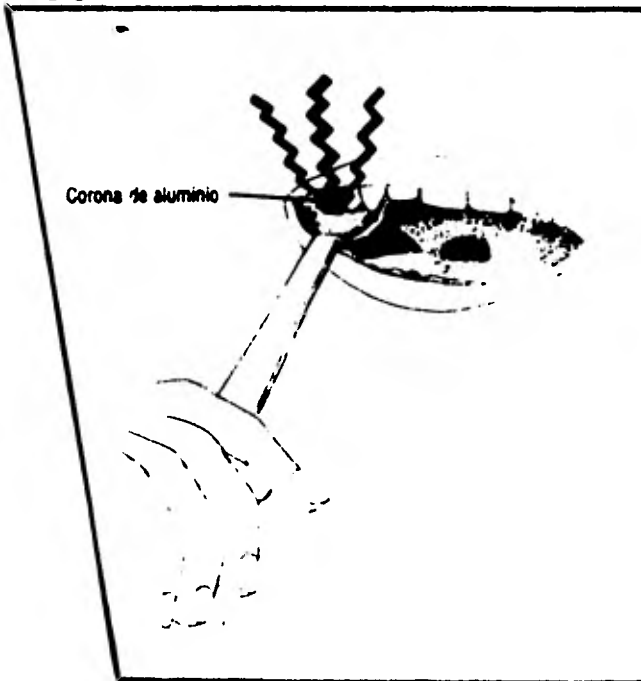
Son las propiedades físicas que incluyen el color, la transparencia, la opacidad y la translucidez.

### C. Propiedades eléctricas y electroquímicas.

1. *Series de fuerza electromotriz.* Esta serie es un listado de metales de acuerdo a su capacidad para ionizarse partiendo electrones en solución.

#### *Serie de fuerzas electromotrices.*

Las series comparan la tendencia de los metales a oxidarse. Aquellos metales con gran potencial de electrodo negativo tales como el Platino y el Oro, son más resistentes a la oxidación en la cavidad oral. Si hay una gran diferencia de los potenciales de electrodo de dos metales en contacto con la misma solución, tal como entre el oro y el aluminio, puede desarrollarse una celda electrolítica; si esto sucede en la boca el paciente puede experimentar molestias.



Ion metálico	Potencial (V)	S <sub>i</sub>
Li <sup>+</sup>	- 2.96	
K <sup>+</sup>	- 2.92	
Ca <sup>2+</sup>	2.90	
Na <sup>+</sup>	- 2.71	
Mg <sup>2+</sup>	- 2.40	
Al <sup>3+</sup>	- 1.70	
Zn <sup>2+</sup>	- 0.76	
Cr <sup>3+</sup>	- 0.56	
Fe <sup>2+</sup>	- 0.44	
Ni <sup>2+</sup>	- 0.23	
Sn <sup>2+</sup>	- 0.14	
Pb <sup>2+</sup>	- 0.12	
Fe <sup>3+</sup>	- 0.045	
H <sup>+</sup>	0.000 (Referencia)	
Cu <sup>2+</sup>	- 0.34	
Cu <sup>+</sup>	- 0.47	
Ag <sup>+</sup>	0.80	
Pt <sup>2+</sup>	- 0.86	
Au <sup>+</sup>	- 1.50	

*Shock galvánico debido al contacto de la cuchara y la corona de aluminio.*

La naturaleza exacta de la pigmentación y la corrosión de los materiales restauradores in vivo es extremadamente compleja y comprende mucho más que los potenciales de electrodo de los materiales. Una fuente posible de corrosión de las aleaciones de oro es la contaminación accidental de la superficie con el cobre durante su ataque con ácido y la ulterior acción electroquímica de la saliva.

2. **Conductividad Eléctrica.** Es la capacidad de un material para conducir una corriente eléctrica. - -

3. **Resistividad Eléctrica.** Es la capacidad de un material para resistir la conducción de una corriente eléctrica. - -

**D.- Propiedades Térmicas.**

1. **Conducción térmica.** El calor es transferido dentro de un material sólido a través de un gradiente de temperatura desde las regiones de más alta temperatura a las de temperatura más baja. Si la magnitud del gradiente térmico es constante en el tiempo (es decir, se suministra calor en un extremo y se lo retira en el otro a una velocidad sostenida o constante), la conductividad térmica es la medida de calor transferido. Si, no obstante, el gradiente de temperatura no es constante en el tiempo la difusibilidad térmica es la más importante. Por lo tanto, la temperatura cambia espectacularmente cuando se injieren alimentos muy calientes o muy fríos, y durante períodos de tiempo relativamente cortos, de manera que en odontología es más importante la propiedad del estado inestable y la difusibilidad térmica.

i) **Conductividad térmica.** Es la cantidad de calor en calorías por segundo que pasa a través de un material que tiene 1 cm de espesor y una sección transversal de 1 cm<sup>2</sup> con una diferencia de temperatura de 1 C, en equilibrio.

B) **Difusibilidad térmica.** Es la medida de la transferencia de calor en un material en un estado inconstante o que depende de el tiempo. Se puede decir que es una propiedad que depende de el tiempo.

	Difusibilidad cm <sup>2</sup> /segundo x 10 <sup>4</sup>
Dycal	2.40
Hydrex	1.67
Poly-C	3.32
ZnO-eugenol (p/i = 2.5)	4.71
Fosfato de cinc (p/i = 1.85)	3.08
Bonfil	1.22
Sevriton	1.25
Silicap	2.75
Adaptic	6.55
Adident	4.28
Concise	6.38
Posite	2.58
Amalgama Ag+	98
Oro puro :	1.175

← **DIFUSIBILIDADES DE LOS MATERIALES DE RESTAURACIÓN.**

Materia	$\alpha \times 10^{-4}$
Ceras para incrustaciones	350-450
Resinas acrílicas	80
Resinas combinadas	30
Amalgamas	25
Oro	14
Diente (porción coronaria)	11
Silicatos	6
Porcelanas	4-14

2. **Coefficiente de expansión térmica lineal.** Al elevarse la temperatura, un material sólido se expande. El coeficiente lineal de expansión térmica es la medida corriente de esta expansión y se calcula obteniendo el cambio de longitud. (El  $L$  final  $L$  (inicial). por unidad de longitud para un cambio de temperatura de un grado C.

**Coefficiente de Expansión térmica lineal de varios materiales entre 20 C, y 50 C. por 0 C.**

**E.- Propiedades Superficiales.**

1. **Energía característica de una superficie.** La superficie de un sólido o líquido y la interfase entre sólidos, líquidos y gases, tienen una energía particular asociadas a ellas. La energía superficial libre o tensión superficial como se la llama, es más grande que la energía que está dentro de la masa del material. Este estado activado es producido porque las moléculas de la superficie tienen menos vecinos más cercanos, de manera que pueden actuar con mayor rapidez, produciendo una "piel" o una "tensión" en la superficie. El espesor de esta región superficial activada tiene aprox-

-inadamente el espesor de una molécula o sea alrededor de 10 Å. En cualquier situación en la que el área superficial sea grande comparada con el volumen, las propiedades superficiales juegan un papel muy importante incluyen la adhesión "in vivo" y la formación de placa bacteriana y tártaro, y la adhesión a los selladores de puntos y fisuras a los dientes; la conducta de los materiales para inmersión u buse de hidrocoloides; la interacción de los revestimientos dentales y los patrones de cera; la corrosión de los materiales dentales "in vivo", y la penetración de las bacterias y la saliva en los márgenes de las restauraciones

#### F. Propiedades Mecánicas.

Además de los tipos de átomos y las uniones presentes en un material, el tamaño, la forma y la estructura cristalina interna del mismo a menudo afectan sus propiedades mecánicas. La resistencia a la tracción y la ductilidad se encuentran entre estas propiedades mecánicas, y a menudo se las caracteriza como propiedades sensibles a la estructura.

#### G. Tipos básicos de Tensiones.

Podemos mencionar entre estas, tensiones traccionales, compresivas de corte y de torsión. Aunque las tensiones en las estructuras dentarias bajo las cargas con que se aplican son complejas, pueden ser resumidas en estos tipos básicos.

Dato que la mayoría de los materiales son más débiles a la tracción que a la compresión, la ruptura se produce generalmente en el lugar de mayor tensión traccional local.

#### H. Principales propiedades mecánicas y relaciones entre tensión y deformación.

##### 1.- Tensión nominal

Fuerza por unidad de superficie; es decir, fuerza sobre superficie original.

##### 2.- Deformación Nominal

Cambio en longitud por unidad de longitud cuando se aplica una tensión; es decir, cambio en longitud sobre longitud inicial.

##### 3.- Módulo Elástico.-

La rigidez o flexibilidad de un material dentro de un rango elástico y es igual a Tensión (elástica) sobre deformación. Dentro del rango elástico el material se deforma en proporción directa de la tensión aplicada o sea que, podemos citar aquí la ley de Hooke.

##### 4.- Límite proporcional.-

Tensión máxima hasta la cual es válida la relación lineal recta entre la tensión y la deformación.

##### 5.- Límite elástico.-

La tensión máxima que puede soportar un material sin que se produzca una deformación permanente.

##### 6.- Resistencia a la Fluencia.-

Es la fuerza en la que se produce una pequeña cantidad de deformación permanente (plástica).

##### 7.- Resistencia Final.-

Es la más alta resistencia obtenida basándose en las dimensiones originales del objeto.

##### 8.- Resistencia a la Fractura.-

Es la resistencia en el momento de la fractura.

9.- Resistencia traccional diametral.-

Es la resistencia traccional final de un material frágil cuando se lo ensaya bajo compresión.

10.- Ductilidad.-

Es la capacidad de un material para ser deformado plásticamente bajo tracción. Un material es frágil si no tiene una deformación plástica apreciable a la tracción antes de fracturarse.

11.- Alargamiento.-

Deformación como resultado de la aplicación de una fuerza traccional.

12.- Resiliencia.-

Es la cantidad de energía necesaria para deformar un material hasta el límite proporcional.

13.- Tenacidad.-

Es la cantidad de energía necesaria para la fractura.

1. Régimen de carga, fatiga, creep, y creep dinámico.

1.- Régimen de carga. La velocidad con que se aplica una carga a un material especial, puede afectar espectacularmente las propiedades mecánicas del mismo. Como regla general, cuanto más rápidamente se cargue un material, más alto será el límite proporcional y en consecuencia mayor la resistencia traccional final. Esta propiedad se emplea con ventaja en los materiales para impresión elásticos. La impresión se retira de la boca con un movimiento rápido o "instantáneo" para reducir la posibilidad de deformación permanente y distorsión.

2.- Fatiga. Puede producirse una disminución de la resistencia final de un metal después de que se lo cargue en forma repetida o cíclica, y el material puede romperse muy por debajo de su resistencia original. Las fracturas se producen de la siguiente manera. A) Las cargas repetidas producen deslizamientos y tratamiento en frío. B) La reducción gradual de la ductilidad en una zona endurecida por trabajo local trae como resultado el desarrollo de pequeñas rajaduras. C) Estas pequeñas rajaduras concentran tensiones y eventualmente se produce la fractura completa. Un ejemplo dental es la falla por fatiga de un retenedor de una prótesis parcial de Cr-Co después de su repetido uso clínico.

3.- Creep. El creep se define simplemente como la deformación plástica que depende del tiempo. El término Creep se aplica por lo general a los metales a elevadas temperaturas y es el flujo o la deformación del material bajo una carga constante o estática que produce tensiones que están por debajo de la resistencia a la fluencia normal. El término se ha hecho también útil para la descripción del escurrimiento (Como porcentaje) de probetas de amalgama fraguadas bajo una carga aplicada.

4.- Creep Dinámico. El Creep dinámico es el de un material cuando la carga se aplica de una manera cíclica. El Creep dinámico de las amalgamas que contienen cobre es menor que la mitad de el de las amalgamas convencionales. (por ejemplo 0,9% comparado con 1,90%). Esto se ha relacionado con una mayor resistencia a la fractura marginal.

7. Dureza.-

La dureza se define como la resistencia a la indentación permanente de la superficie. Comoente tensiones complejas de manera que no puede correlacionarse directamente con ninguna otra propiedad física. Los métodos más comunes para medir la dureza de los materiales dentales son las pruebas: Brinell, Knoop, Vickers, Rockwell, Shore a.

METODO DE PRUEBA.ABREVIATURAS.CUENTATIVOS.

- 1.- BRINELL                      NDB.                      Mediciones del área de las indentaciones hechas por una esfera de 1,59 mm cuando se la carga con 12.576Kgr. Una indentación pequeña indica un valor de NDB alto, es decir un material duro: Una indentación grande, valor de NDB bajo, un material blando.
- 2.- KNOUP                      NDK.                      Prueba de microdureza que emplea un instrumento de diamante para indentación, que produce una marca de forma piramidal. Una indentación pequeña, va por NDK alto Significa un material duro.
- 3.- VICKERS                                           Prueba de microdureza que emplea un instrumento de diamante para indentación, que produce una marca de forma cuadrangular. Una pequeña indentación de valor alto, lo que indica un material duro.
- 4.- ROCKWELL                      NDR.                      Emplea muchas esferas y conos indentadores distintos y diferentes cargas perteneciendo cada combinación a una escala Rockwell específica. una pequeña indentación alto valor en NDR, significa un material duro
- 5.- DIAMETRO                      DUREZA                      Empleo para medir dureza de gomas y plásticos                      SHORE A.                      SHORE A.                      blandos. La escala oscila entre 0 y 100 Unidades. 0: el indentador penetró al material, que es muy blando. 100: no hubo penetración el material es duro.

K. Comportamiento viscoso, elástico, anelástico y viscoelástico de los materiales.

1.- Viscoso. Un líquido ideal comienza inmediatamente a deformarse cuando se le aplica una tensión, y la deformación avanza uniformemente hasta que se elimina la tensión. La deformación total es directamente proporcional al tiempo total de la aplicación de la tensión, y no se recupera nada de la deformación total cuando se elimina la tensión.

**Tixotropia.**

Esta es la propiedad de los materiales que se hacen más fluidos (u otros viscosos) cuando se les aplica una presión. Es una propiedad valiosa de algunos mercaptanos ya que no se escurren de la cubeta pero actúan con más fluidez cuando se los presiona contra las estructuras orales durante la toma de la impresión. Se denomina "Tixotropico" al material que muestra este cambio de viscosidad.

2.- Elástico. Si un material se comporta como un sólido ideal, se producirá como consecuencia de una cantidad dada de tensión aplicada por debajo del límite de una cantidad instantánea de deformación. En otras palabras, la deformación es independiente del régimen de carga o del tiempo durante el cual se aplique dicha carga.



3. *inelástico (elasticidad demorada).* Los sólidos, tales como los plásticos y las gomas, que no presentan una conducta elástica ideal y liberan la deformación gradualmente (en función del tiempo) se denominan materiales *anelásticos*.

4. *Viscoelástico.* Muchos sólidos presentan una combinación de conductas elásticas, *anelásticas* y viscosas. Esta deformación combinada o deformación viscoelástica es función del tiempo. Las porciones elásticas y *anelásticas* se recuperan, pero los componentes puramente viscosos no lo hacen. Los materiales para impresión "Elásticos" constituyen un ejemplo de ellos. Después de la liberación de la tensión, la deformación elástica se recupera inmediatamente y la *anelástica* gradualmente. No obstante, cierta deformación viscosa no se recupera, lo que trae como resultado alguna deformación permanente (1 al 3%). Esta deformación residual no recuperada reduce la exactitud de la impresión.

### RESUMEN.

De lo anteriormente escrito podemos resumir algunos puntos de importancia: El conocimiento y comprensión de las propiedades físicas y mecánicas de los biomateriales es importante dentro de la Odontología porque ayudan al dentista a predecir cómo un material se va a comportar "In Vivo" y cómo debe ser manipulado.

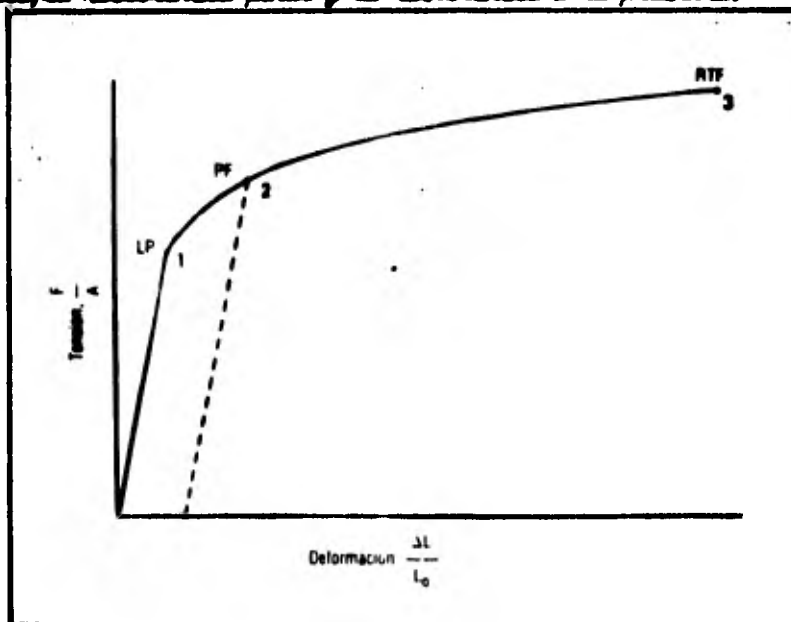
De esto se desprende que existen diferencias entre las propiedades físicas y mecánicas, las físicas son independientes a la estructura, mientras que las mecánicas dependen de ella.

También podemos mencionar a la difusibilidad térmica como punto de importancia, porque es una propiedad que está en función del tiempo y, dado que la temperatura de la cavidad oral cambia espectacularmente en pocos segundos (Tomar café caliente y tomar helado), predice el comportamiento de los materiales en condiciones más reales.

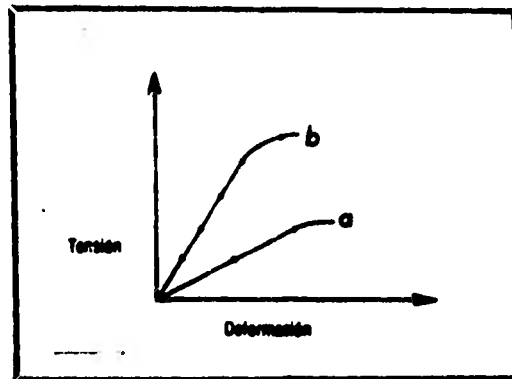
La conductividad térmica, por otra parte, es una propiedad de una situación estable y la temperatura de la boca no es constante a lo largo del tiempo.

También debemos de tomar en cuenta que las propiedades superficiales o de energía libre superficial son importantes en cualquier situación en la que el área superficial sea grande en comparación con el volumen del material; por ejemplo, lubricación, adhesión mojada y comportamiento de los coloides.

Diagrama Tensión-Deformación incluyendo el límite proporcional, la resistencia a la fluencia, la resistencia final y la resistencia a la fractura.



También podemos comparar un material (A) y un material (B) basándonos en el siguiente diagrama de Tensión-Deformación, obtenidos deformando o fraccionando ambos materiales.



- B. Más rígido que A.
- B. Más fuerte que A.
- A. Más flexible que B.
- B. Más tenaz que A.

Podemos también definir que es dureza y relacionarla con otras propiedades mecánicas, entonces, dureza es la resistencia de un material a la indentación permanente en su superficie. Comprende tensiones complejas de manera que no puede relacionarse directamente con ninguna otra propiedad Física.

### 3.- COLOR Y ASPECTO.

#### INTRODUCCIÓN

Las restauraciones y las prótesis deben ser compatibles con los dientes naturales en color y aspecto.

#### Definición de Color

##### A. Variables

1. **Tinte.** El tinte se define comúnmente como el color; los ejemplos son: Amarillo, Azul y Rojo. Se lo asocia con las longitudes de onda de la luz observada. El tinte es comúnmente llamado Color.

2. **Valor.** Valor es la claridad u oscuridad de un color. Un diente de un valor bajo aparece gris y no vital. El valor es el factor más importante en la igualación de los colores de los dientes. Se puede decir que es la cantidad de de gris.

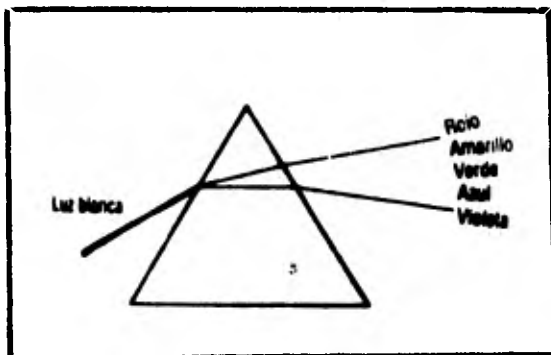
3. **Intensidad.** Intensidad es la medición de la cantidad de color (es decir la cantidad de saturación del tinte de un color), por ejemplo: Un recipiente de agua que contenga una gota de colorante tiene una intensidad más baja que otro recipiente igual que contenga 10 gotas del mismo colorante. Se puede decir que la intensidad es la saturación de un color.

##### B. Sistemas de color.

Un sistema de color es un sistema tridimensional para la definición del color, empleando el tinte, el valor y la intensidad como Coordenadas. Un color se define por tres coordenadas distintas, por ejemplo: El sistema de color Munsell.

### COLOR Y MEZCLA DE COLORES.

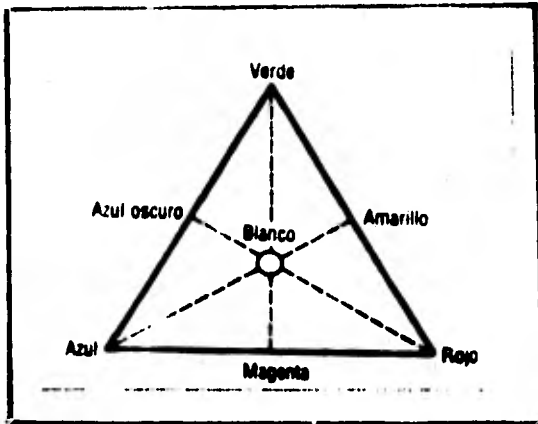
1. **Luz Blanca** La luz blanca contiene una mezcla de colores. Se dispersa en componentes al hacerla pasar en o a través de un prisma



Dispersión de la luz blanca por un prisma.

**B. Colores primarios, Secundarios y complementarios.**

1. **Colores primarios.** El azul como el verde y el rojo son colores primarios. Combinando proporciones adecuadas de luces de los tres colores primarios se obtiene el blanco.



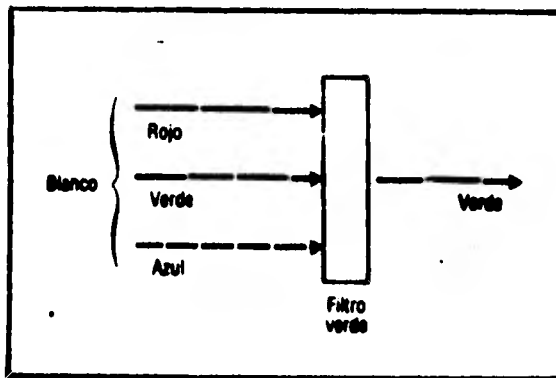
Triángulo de mezcla aditiva de colores  
Colores primarios: Azul, Verde y Rojo.  
Colores secundarios: azul oscuro, amarillo  
Magenta.

2. **Colores Secundarios.** Cada color secundario (Azul oscuro, magenta y amarillo) es el resultado de la combinación de los colores primarios. Por ejemplo Verde y rojo da amarillo.

3. **Colores Complementarios.** Dos colores son complementarios entre sí cuando en combinación traen como resultado el blanco. Por ejemplo el amarillo es el color complementario del azul.

**C. Colores transmitidos y Reflejados de los Objetos.**

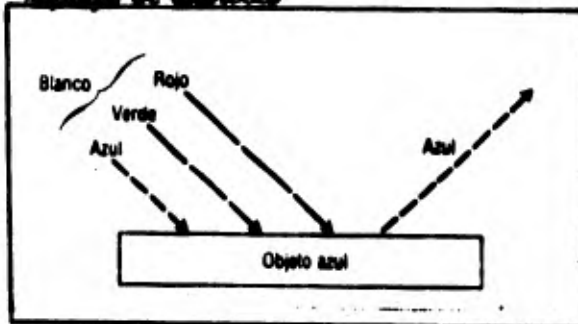
1. **Color transmitido.** Es el color resultante de las luces transmitidas por el objeto. El color no transmitido es absorbido. Un filtro verde transmite luz verde y absorbe todos los demás. Un filtro amarillo absorbe el azul y transmite el amarillo.



Color transmitido.  
Un filtro verde transmite luz verde y  
absorbe todos los otros colores.

## 2. Color Reflejado.

a. *Reflexión.* Los materiales logran sus colores reflejados reflejando y absorbiendo los otros. Un objeto azul refleja solamente luz azul y absorbe todos los demás colores. Un pigmento amarillo absorbe su color complementario (azul) y refleja el amarillo.



*Color reflejado.*  
Un objeto azul refleja sólo la luz azul y absorbe todos los otros colores.

b. *Blanco.* Un objeto blanco refleja todas las luces de color incidentes.

c. *Negro.* Un objeto negro absorbe todas las luces incidentes y no refleja color alguno. Un objeto se ve negro cuando no refleja luz. Por ejemplo, un objeto azul parece negro cuando se lo observa a la luz roja.

## D. Mezcla de Colores.

1. *Mezcla aditiva.* Este proceso se aplica solamente a las luces coloreadas que se reflejan desde una superficie blanca. El resultado es una combinación aditiva de colores. (La mezcla aditiva se muestra en una de las ilustraciones anteriores). Los colores primarios ocupan los vértices de un triángulo equilátero. Los colores secundarios, que resultan de la mezcla aditiva, se muestran a los costados. Los colores complementarios son los extremos de las líneas rectas dibujadas a través del centro.

2. *Mezcla sustractiva.* Este proceso se aplica a los pigmentos de las pinturas. Cada componente refleja su propio color y absorbe otro. La resultante es el color no absorbido. Los componentes reflejarán su propio color.

## FIGURAS QUE AFECTAN EL ASPECTO DEL COLOR

### A. Fuente

1. *Contenido de color.* La relativa intensidad para cada longitud de onda es su contenido de color. Distintas fuentes tienen diferentes contenidos de color. Por ejemplo la luz incandescente tiene un contenido de color distinto a la de la luz fluorescente.

### B. Objeto.

1. *Reflectancia de color y transmitancia de color.* Estas dependen de la cantidad relativa de cada color reflejado o transmitido por el objeto. La reflectancia de color es la cantidad relativa de cada color reflejado. La transmitancia de color es la cantidad de cada color transmitido, o sea es la cantidad relativa de cada color transmitido.

3. **Glaseado.** La cantidad relativa de luz reflejada determina el glaseado o brillo. Un alto glaseado aclara el aspecto del color.

#### C. Observación

1. **Percepción.** Las respuestas visuales varían de un individuo a otro. Las del ojo humano varían con la longitud de onda. Es más sensible en la región del color verde. El ojo detecta mejor las diferencias por comparación.

2. **Visión del color.** La detección del color es el resultado de estímulos recibidos por células cónicas de la retina del ojo. La ceguera de color (Incapacidad de distinguir ciertos colores) se debe a anomalías de esas células que responden a esos colores.

3. **Ilusión óptica.** El ojo humano es susceptible de ilusiones ópticas. Los colores adyacentes influyen sobre la interpretación. Un color aparece más oscuro contra un fondo blanco o de color más claro en cuantía, y un color aparece más claro contra un fondo oscuro.

4. **Fatiga de color y posimagen complementaria.** El estímulo constante de un color disminuye la respuesta al mismo, después del retiro del estímulo persiste una imagen del color complementario.

#### IGUALACION DE COLORES.

##### A. Metamerismo.

El cambio en la igualación de dos objetos bajo distintas fuentes de luz se denomina metamerismo.

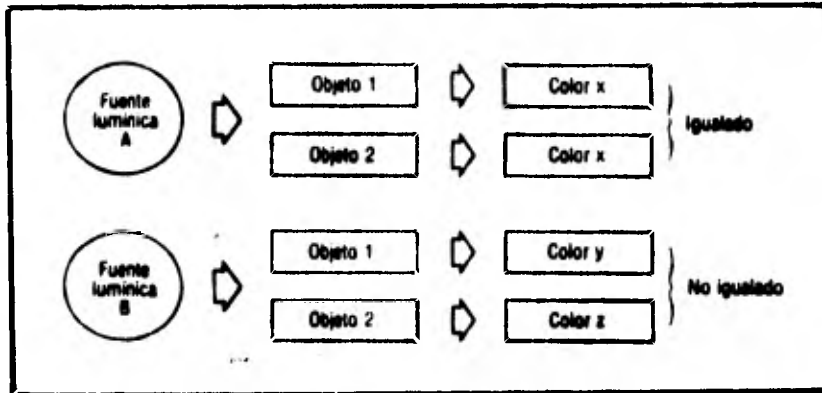
##### B. Par Metamérico.

Los objetos que tienen el mismo color bajo una fuente lumínica pero no bajo otras, forman un par metamérico. Tienen distintas curvas de reflectancia cromática, t.j.m. El color de un diente es igualado bajo luz fluorescente pero no bajo luz incandescente. Se puede decir que el metamerismo es cambio en la igualación de color de dos objetos bajo distintas fuentes de luz.

C. **Par Isomérico.** Dos objetos que tienen la misma curva de reflectancia de color forman un par isomérico. Tienen un mismo color bajo todas las fuentes lumínicas. Puede decirse que un par isomérico son un par de objetos que no exhiben metamerismo.

### **Metamerismo.**

*El objeto 1. y el objeto 2. estan igualados bajo la fuente luminica A pero no estan igualados bajo la fuente luminica B.*

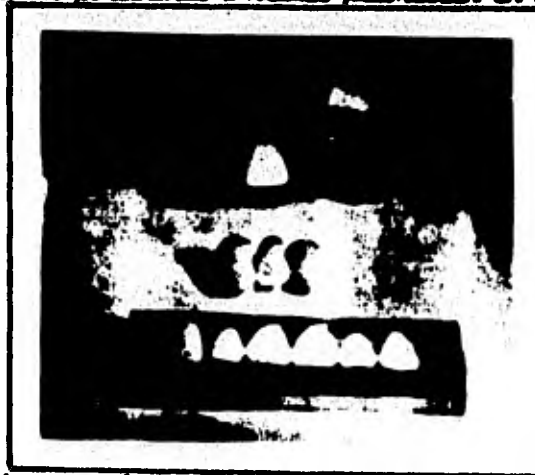


### **D. Efectos del metamerismo.**

*Las posibles diferencias de iluminaci3n entre el consultorio dental y el laboratorio pueden provocar una mala igualaci3n del color en la restauraci3n terminada. (Por ejemplo) Coronas de porcelana. Las iluminaciones normalizadas similares a las del ambiente del paciente disminuyen el efecto del metamerismo en la igualaci3n del color.*

### **Fluorescencia.**

*La fluorescencia es el brillo de un objeto cuando se le ilumina (por ejemplo con luz ultravioleta). Cesa inmediatamente despu3s del retiro de la iluminaci3n. Los objetos fluorescen con un color distinto del de la fuente luminica. Los dientes naturales son fluorescentes. La mayoria de las porcelanas dentales fluorescen en colores distintos del de los dientes naturales*



*Fluorescencia de distintas porcelanas dentales bajo luz ultravioleta.*

## Luz e Interfaces.

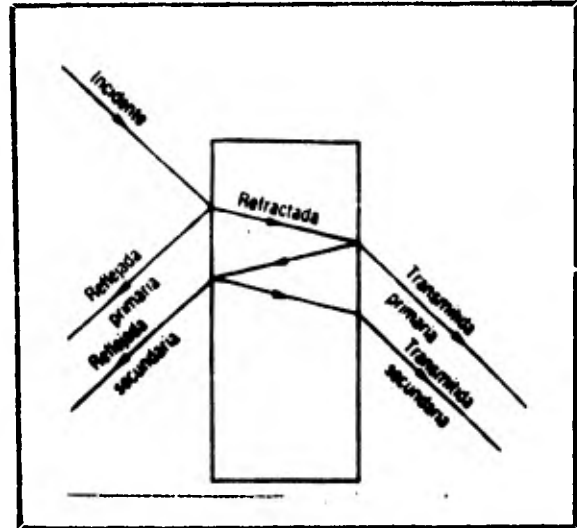
Cuando un haz de luz incidente que se desplaza en un medio (por ejemplo aire) encuentra otra capa de otro medio (por ejemplo vidrio) los resultados son:

### A. Reflexión.

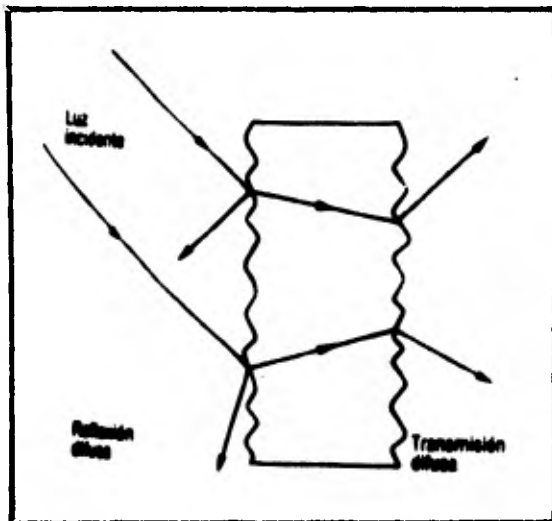
1. **Superficie lisa.** Las reflexiones dan un aspecto glassado a la superficie. Estas reflexiones son:

- Reflexión primaria, desde la superficie frontal de la capa.
- Reflexión secundaria, desde la superficie posterior de la capa.

Haz de luz incidente sobre una capa de un segundo medio, que provoca reflexión, refracción y transmisión.



2. **Superficie rugosa.** Las reflexiones son difusas. La luz es reflejada en todas las direcciones. La superficie aparece como tener poco brillo.



Reflexión Difusa y transmisión difusa a través de una superficie áspera.



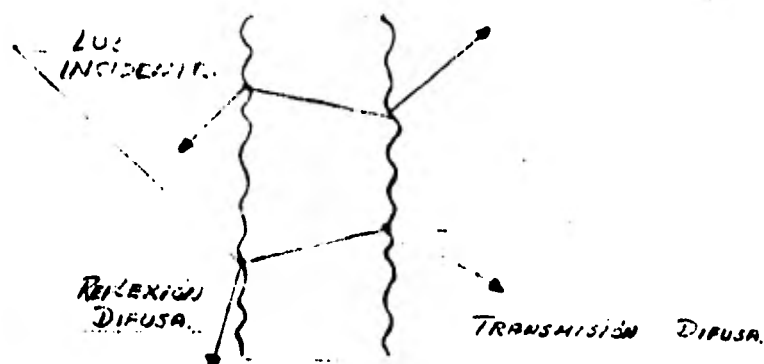
## B. Refracción.

Es el cambio de dirección de un haz de luz al entrar en un segundo medio. La refracción es el resultado de la diferencia de los índices refractivos de ambos medios.

## C. Transmisión.

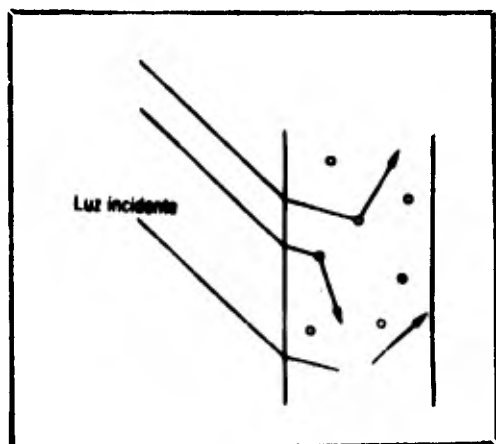
La luz transmitida a través de la capa. Las superficies ásperas dan lugar a una transmisión difusa: la luz transmitida emerge en todas direcciones. La transmisión difusa da un aspecto translúcido.

*Reflexión difusa y transmisión difusa a través de una superficie áspera.*



## D. Dispersión.

La presencia de centros de dispersión (Por ejemplo Opacificadores, burbujas de aire) en el segundo medio hace que la luz emerge en todas direcciones. El haz incidente es dispersado. Y el efecto de la dispersión depende del tamaño, la forma y el índice de refracción del material y de la cantidad de centros dispersantes presentes. La opacidad aumenta con el aumento de la dispersión.



*Dispersión por partículas opacificadoras suspendidas.*

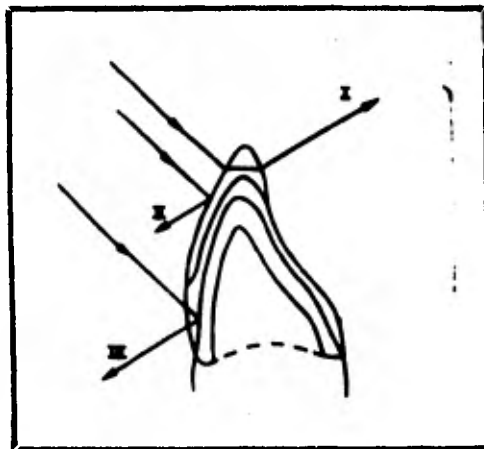
## ASPECTO DE LAS CORONAS DE PORCELANA DENTALES.

El aspecto de una corona de porcelana es una combinación de:

- Reflexión:** Alta reflexión de alto (iluminado).  
**Refracción:** Entrada de luz en la corona.  
**Transmisión:** Cantidad de luz transmitida que determina la translucidez.  
**Dispersión:** Presencia de centros de dispersión (por ejemplo, Opacificaciones).  
La dispersión aumenta la Opacidad.  
**Respaldo:** Las capas opacas en las restauraciones de porcelana sobre metal - -  
aumentan la reflexión y disminuyen la transmisión. Estas coronas - -  
parecen más opacas y menos naturales. Las coronas de porcelana alu-  
minosas parecen más naturales porque el material del núcleo es más -  
translúcido.

Reflexión y transmisión de la luz en una corona de porcelana.

- I. Transmisión a través de la porcelana.
- II. Reflexión en la interfase aire-porcelana.
- III. Reflexión en la interfase esmalte-opaco



### RESUMEN.

Como pequeño resumen a este tercer capítulo, podemos decir que las variables en la definición del color son: Tinte, Valor e Intensidad.

Cuando una corona de porcelana aparece gris y no vital, la variable involucrada será el Valor, el cual se dice que está bajo. También podemos mencionar que las coordenadas requeridas para definir un color en un sistema de colores son: el Tinte, Valor e Intensidad.

Podemos decir también que un color es complementario de otro cuando su combinación aditiva trae como consecuencia el Blanco.

Un objeto verde aparece negro bajo la luz azul, porque el objeto verde absorbe la luz azul, y como no refleja luz se ve Negro.

El tipo de mezcla de colores que se aplica a la coloración de los dientes es del tipo substractiva.

Podemos decir también que las fuentes que afectan el aspecto del color son: La Fuente, el Entorno y el Observador.

La translucidez afecta el color, y decimos que cuanto esta es más alta dará un aspecto de color más claro.

El fondo también afecta la interpretación del color, puesto que un fondo puede provocar ilusiones ópticas que afecten la interpretación del color. Un color aparece más oscuro contra un fondo claro, y más claro contra un fondo oscuro.

Decimos también que el metamerismo, es el cambio en la igualación de color de dos objetos bajo fuentes lumínicas diferentes. El metamerismo puede afectar el aspecto de una restauración dental porque puede hacer que una restauración tenga buena igualación de color bajo una condición de iluminación pero mala bajo otra.

Las porcelanas dentales aparecen distintas bajo diversos ambientes lumínicos porque tienen la propiedad de ser fluorescentes en algunos ambientes de orden lumínico.

#### 4.- FENOMENOS DE SUPERFICIE Y ADHESION.

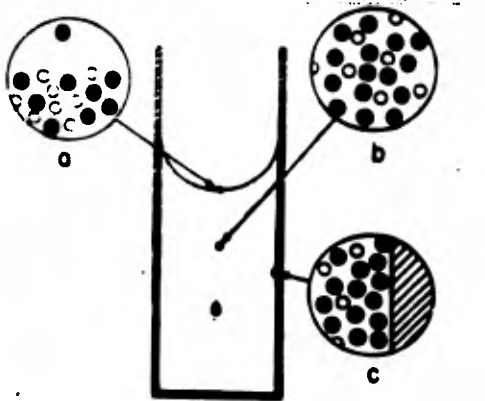
Los fenómenos de superficie incluyen:

- El Mojado.
- La tensión superficial.
- La adsorción.
- La acción capilar.
- La adhesión.

Las aplicaciones incluyen la penetración capilar en tórvo a las restauraciones, prótesis y dentas, y la adhesión a la estructura dentaria por parte de los selladores y los materiales de restauración.

##### A. Energía Superficial

Los átomos y las moléculas en la superficie de los líquidos y sólidos poseen más energía que aquellos que se encuentran en el interior. En el caso de los líquidos, esta energía se denomina Tensión superficial.



Distribución de los espacios (círculos Vacíos) en el interior de un líquido capilar aislado.

Las moléculas de la superficie están más separadas debido a la pérdida de moléculas por evaporación. Las energías superficiales de varias sustancias se dan a continuación.

##### Energías superficiales de distintas sustancias

Sustancia	Energía superficial (ergios/cm <sup>2</sup> )	Temperatura °C
Agua	72	20
Benceno	29	20
Acete de oliva	36	20
Saliva	56	23
Cristal de cloruro de sodio	300	25
Porcelana dental	385	1.000
Cobre sólido	1.430	1.000
Plata sólida	1.140	750

Puede verse que las energías de superficie de los líquidos y metales son mayores que aquellas de los líquidos. En general cuanto más alta es la energía de unión de una sustancia, mayor es su energía superficial. Dado que las uniones metálicas son mucho más fuertes que las fuerzas de Van der Waals de los líquidos, los metales tienen energías superficiales más altas. Las unidades de energía superficial de los líquidos a menudo se expresan en ergios sobre centímetro cuadrado, pero la tensión superficial de los líquidos se expresa a menudo en las unidades equivalentes de Dinns sobre centímetro. La energía superficial de un sistema es el producto de la energía superficial del material y el área total.

--Por lo tanto, existe una alta energía superficial total si el material está firmemente dividido (polvo o coloidal) y presenta una gran área superficial, y especialmente si el material tiene alta energía superficial por unidad de área (por ejemplo los metales o los cristales iónicos).

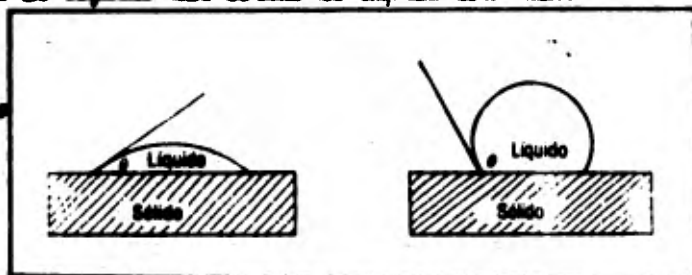
### Sinterizado.

Es un proceso de densificación en el que las partículas firmemente divididas se culientan en contacto. La cocción de la porcelana es un proceso de Sinterización empleado para formar dientes artificiales y coronas ceramometálicas. La fuerza de guía de este proceso es la reducción del área total superficial y, por lo tanto, de la energía superficial total.

### B. Mojado.

El mojado se define en términos de grado de extensión de una gota de un líquido sobre una superficie sólida. El ángulo de contacto, formado por la superficie del líquido y la interface que separa el líquido del sólido se emplea como medida de grado de mojado

NOTA. A la izquierda, bajo ángulo de contacto y buen mojado; a la derecha, alto ángulo de contacto y mal mojado.



Un ángulo de contacto de 0 grados indica un completo mojado, y los valores bajos se corresponden a un buen mojado. Aquellos que superan los 90 grados indican un mal mojado. Un buen mojado promueve la penetración capilar y la adhesión, e indica una fuerte atracción entre las moléculas superficiales del líquido y del sólido. El buen mojado es importante en la soldadura y también para la mejor retención de una prótesis. Se logra un aspecto más natural si los materiales de restauración son mojados por una delgada película de saliva. Las sustancias Hidrófobas son aquellas que presentan altos ángulos de contacto con el agua (por ejemplo Teflón, recubrimientos de Siliconas).

SÓLIDOS	LÍQUIDOS	ÁNGULO DE CONTACTO
Alación pura amalgama.	Agua.	30
Cemento de Silicato.	Agua.	10
Acrílico.	Agua.	75
Teflón.	Agua.	110
Ag Sn.	Mercurio.	140
Alaciones de oro puro.	Esmalte de Porcelana.	40-50
Alaciones de Níquel.	Esmalte de Porcelana.	80-100
Hydron.	Agua.	0
Esmalte Alacato.	Selladores de juntas y flujos.	0

ÁNGULO DE CONTACTO DE LÍQUIDOS SOBRE SÓLIDOS.

### C. Adsorción.

Con el objeto de reducir la energía superficial, los átomos y las moléculas solubles se concentran en superficies de alta energía. Por ejemplo, el Carbón finamente dividido absorberá cantidades de varios gases; las moléculas detergentes o (jabones) se concentrarán en la superficie del agua, reduciendo una gran reducción de la energía superficial. La adsorción es más fuerte cuanto hay un gran ahorro de energía (material con alta energía superficial), y disminuye a medida que se cubre la superficie. La adsorción se produce sólo en la superficie, mientras que la absorción comprende la penetración y la captación del material (como la inhibición de un material para impresiones a base de Hidrocoloides en agua). El oro para orificar absorbe gases con facilidad y debe ser larguificado antes de su uso.

### D. Coloides.

Los coloides contienen un material que se encuentra en partículas más grandes que los átomos o moléculas corrientes, pero aún son invisibles para el ojo desnudo es decir 10 a 10,000 Å. Hay tres tipos de sistemas coloidales.

1. Partículas Insolubles dispersas. Se denominan *líofobos*, dado que los materiales son insolubles en el medio líquido por ejemplo azúcar en agua. Las finas partículas adquieren cargas eléctricas que las mantienen en suspensión. Como ejemplo de tal sistema el oro coloidal se emplea para formar un recubrimiento de oro sobre las aleaciones a las que se ve a unir la porcelana. Aunque los sistemas *líofobos* pueden durar durante muchos años, son inestables y pueden ser precipitados por métodos eléctricos (Irradiación) o gravedad (Emulsiones).

2. Moléculas grandes. Estos sistemas son soluciones verdaderas en las que las moléculas dispersas son de dimensión coloidal. Son estables, pero el gran tamaño de las macromoléculas presentes da a las soluciones propiedades similares a las de los sistemas *líofobos*. Los materiales dentales que tienen esas soluciones incluyen materiales para impresión a base de Hidrocoloides de Agar y Alginato. Estos materiales se agregan para formar gels debido a las uniones de Van der Waals entre las largas cadenas moleculares.

Los gels sufren *shrinkage* y *swelling* (adsorción y exudación de solventes) con la resultante contracción y expansión. La exudación de solventes equivale a la contracción, mientras que la adsorción equivale a la expansión. Esta conducta es la responsable de la inestabilidad dimensional de estos materiales para impresión. Como con otros sistemas coloidales, el estado líquido se denomina estado de sol.

3.- Coloides de asociación. Estos son agregados de moléculas más pequeñas que alcanzan tamaño coloidal. Los agentes Tensioactivos tales como los jabones y los detergentes son ejemplos de ellos. Cada molécula consta de una larga cadena Hidrocarbonada con un grupo polar pequeño cargado en un extremo (por ejemplo Palmitato de Sodio). Los agregados formados por estas moléculas llamadas *Micelas* a menudo son esféricos. En los sistemas acuosos, los extremos Hidrocarbonados se unen en el centro de la micela y los grupos polares están expuestos en la periferia. Este sistema es útil para limpiar ya que las grasas y otras películas orgánicas son disueltas en el interior de las micelas mantenidas en suspensión.

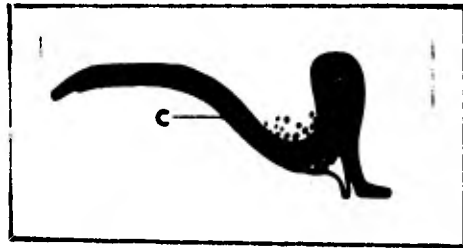
### E. Penetración Capilar.

La energía superficial de un líquido crea una presión que arrastra al líquido a surcos, espacios angostos y tubos delgados. La penetración salival alrededor de las restauraciones (filtración) y en torno a los dientes son ejemplos importantes. La penetración capilar de la saliva—

-Es parcialmente responsable de la retención de la prótesis.

1. **Elevación Capilar.** Si se sumerge un tubo de vidrio en un líquido la elevación capilar  $h$ , es dada por la fórmula  $h = \frac{2\sigma \cos \theta}{r \rho g}$  donde  $\sigma$  es la tensión superficial,  $r$  es el radio del tubo,  $\rho$  densidad del líquido y  $g$  es la constante gravitacional, 980 Dinias / gramo. Si el ángulo de contacto es de menos de 90 grados como en los sistemas agua vidrio y saliva esmalte, se produce la elevación del líquido, no obstante, si el ángulo de contacto supera los 90 grados por ejemplo agua sobre teflón o mercurio sobre vidrio, se produce una depresión y debe aplicarse una presión para forzar el líquido al interior del espacio. Con el objeto de aumentar la penetración de la saliva alrededor de la prótesis de acrílico, se aplican recubrimientos superficiales de Sílice para reducir el ángulo de contacto. El factor principal aquí no obstante, es el mantenimiento de una pequeña separación es decir una íntima adaptación entre la prótesis y la mucosa).

Espacio capilar entre una prótesis y la mucosa.

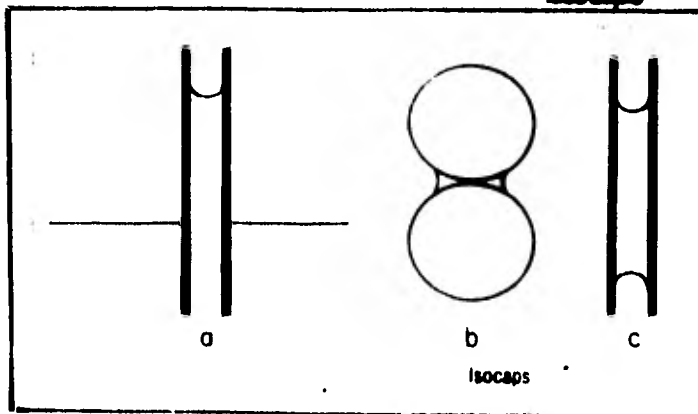


2. **Coefficiente de penetración.** La magnitud del movimiento de un líquido al interior de un espacio capilar se relaciona con la tensión superficial, el ángulo de contacto, y la viscosidad, como lo expresa el coeficiente de penetración, CP.

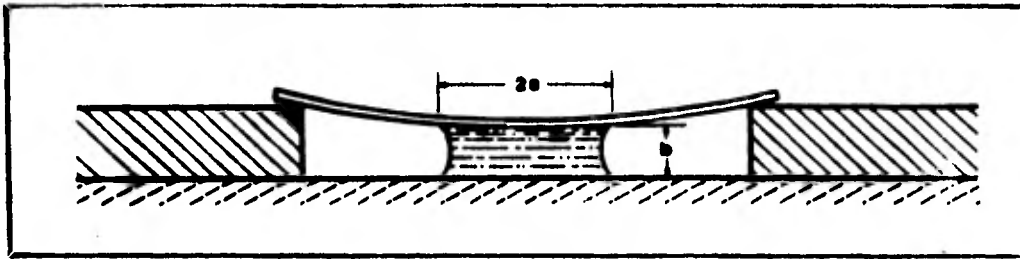
Por lo tanto un líquido con baja viscosidad, alta tensión superficial y bajo ángulo de contacto (es decir buen mojado), penetra más rápidamente que otro con la combinación opuesta de propiedades. Esto es importante en los adhesivos tales como los selladores de puntos de fisuras, que deben penetrar en las asperezas y hendiduras superficiales con rapidez para lograr una buena unión.

3. **Adhesión capilar.** Los líquidos que están en contacto con sólidos pero no conectados a un reservorio forman capilares aislados (Isocaps), como se muestra en la siguiente figura. Dado que la presión negativa no está equilibrada por la elevación capilar como en los capilares conectados, el líquido ejerce una adhesión sobre las paredes del Isocaps que puede producir su flexión.

a) Capilar conectado con presión negativa equilibrada; b) y c) Capilares aislados isocaps

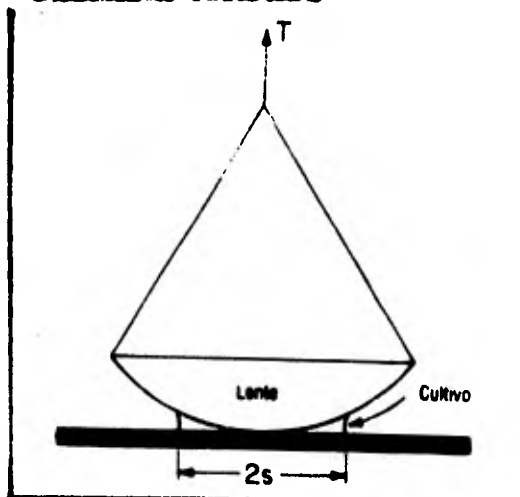


*Flexión de una placa de vidrio por la acción capilar.*

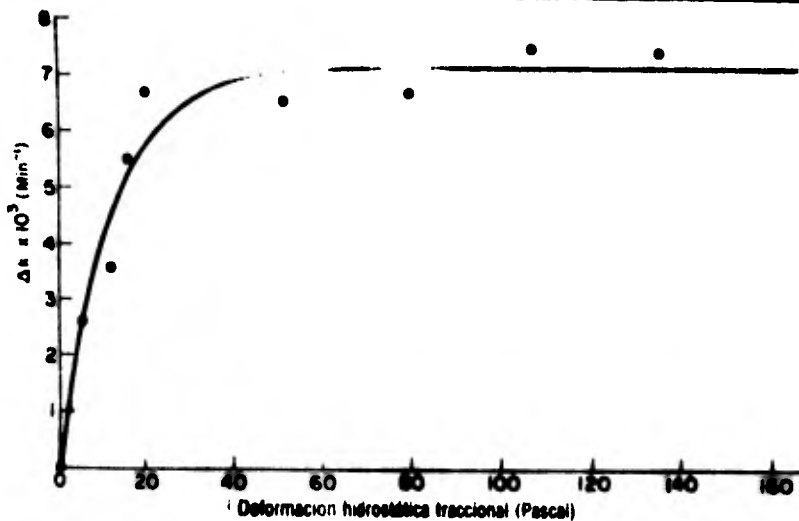


4. *Presión capilar negativa en los sitios de caries. La saliva penetra por acción capilar alrededor de los dientes en los sitios de susceptibilidad a la caries. Si la cantidad salival es limitada, se forman capilares aislados y la saliva está bajo presión hidrostática negativa. Se ha hallado que los residuos de bacterias presentan un aumento en la tasa de crecimiento bajo la aplicación de una presión negativa.*

*Disposición para el estudio de los efectos de la presión negativa sobre el crecimiento bacteriano*



*Efecto de la presión Hidrostática negativa sobre la tasa de crecimiento específica del Bacillus Cereus.*





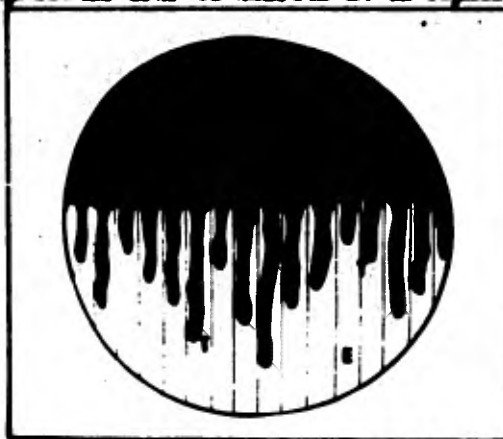
## F. Adhesión.

Este fenómeno comprende la unión de dos materiales en íntimo contacto a través de una interfase. La adhesión de los polímeros al esmalte dentario puede obtenerse por un grabado previo del esmalte con un ácido (por ejemplo ácido ortofosfórico al 37%), que produce conductos de 10 a 30 micrones de profundidad. Los polímeros fluidos fluyen al interior de estos conductos por acción capilar y luego endurecen. Los fenómenos de superficie tratados en este capítulo se refieren a los factores que influyen sobre la unión y la adhesión en muchos sistemas, por ejemplo porcelana-alación.

1. Teoría de la meseta cohesiva. Ese enfoque afirma que "Una unión adhesiva adecuada" es más fuerte que la resistencia cohesiva de cualquiera de los materiales por separado. La falla durante la fractura es el resultado de una ruptura cohesiva a través del material más débil. La resistencia de la unión depende de la cantidad de sitios de unión microscópicos que se forman, en el caso de adhesión de polímeros al esmalte grabado, los sitios de fijación se denominan prolongaciones como se muestra en la siguiente figura.

Sitios de fijación de las prolongaciones del polímero en el esmalte grabado.

- (F) en el esmalte grabado.
- (E) esqueléticos.



La resistencia de la unión aumenta al tiempo que lo hace la cantidad de sitios de fijación, hasta alcanzar la meseta cohesiva. La falla de una interfase adecuada polímero-esmalte grabado se produce a través del esmalte, dado que éste es más débil que el polímero. En la unión porcelana-alación, la falla se produce a través de la porcelana; la más alta resistencia de la unión medida es igual a la resistencia cohesiva de la porcelana.

Los factores que afectan la densidad de los sitios de unión incluyen los siguientes:

a) Limpieza. Las superficies a ser unidas deben de estar libres de restos y contaminación. Se requiere una limpieza similar a la que se realiza durante la profilaxis.

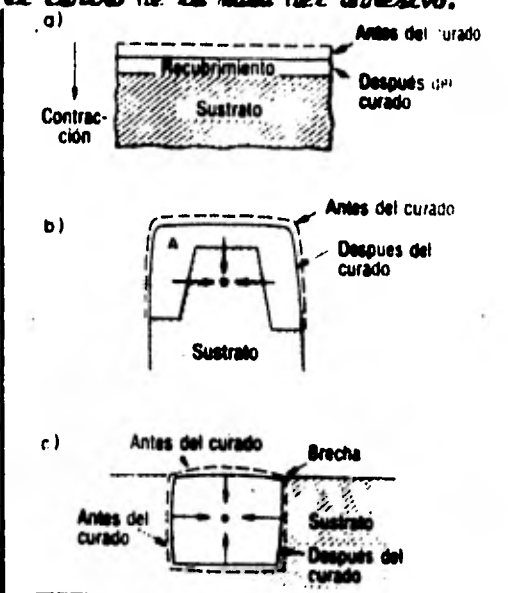
b) Penetración de la Superficie. Los adhesivos líquidos (por ejemplo selladores y agentes de unión) deben penetrar en las hendiduras creadas por el grabado ácido en el esmalte. El coeficiente de penetración, C.P. del líquido se trató en la sección precedente.

c) Reacciones químicas. La formación de uniones químicas a través de la interfase aumentará la cantidad de los sitios de unión. Se cree que esto ocurre entre los esmaltes de la porcelana y los óxidos de estaño, Indio y Hierro que se forman en las superficies de las aleaciones que contienen proporciones altas de metales preciosos. En otra parte, puede formarse un compuesto débil por una reacción química, que trae como resultado una capa de unión débil en lugar de los sitios de unión.

d) *Contracción del adhesivo.* Los adhesivos líquidos solidifican por procesos tales como evaporación del solvente y polimerización, y se produce una contracción. El adhesivo puede entonces separarse del sustrato o pueden crearse tensiones que debiliten la unión. La contracción es hacia el centro de la masa del adhesivo.

*Contracción de un adhesivo hacia el centro de su masa durante el curado:*

- a) Pellicula
- b) Corona.
- c) Obturación.



e) *Tensiones térmicas.* Si el adhesivo y el sustrato tienen distintos coeficientes de expansión térmica, los cambios de temperatura producirán tensiones en la unión. Por ejemplo, los esmaltes de porcelana se unen a aleaciones a altas temperaturas y luego se las enfría hasta temperatura ambiente. Se requiere una íntima igualación de los coeficientes de expansión de la porcelana y de la aleación para minimizar estas tensiones.

f) *Ambiente corrosivo.* La presencia de agua, líquidos o vapores corrosivos a menudo llevará a un deterioro de una unión adhesiva. Por ejemplo, las resinas acrílicas inicialmente se adhieren a una superficie de esmalte dentario limpia sin probar, pero la unión se deteriora cuando se la mantiene en agua.

### RESUMEN.

Podemos decir que en los líquidos existe una tensión superficial, porque las moléculas de la superficie de los líquidos ejercen una mayor fuerza intermolecular entre ellas que las moléculas interiores debido a su separación promedio. Esta atracción o tracción trae como resultado una deformación superficial contractil. También podemos decir que el ángulo afecta la penetración capilar de un líquido porque el grado de penetración capilar disminuye al aumentar el ángulo de contacto. Por encima de un ángulo de 90 grados, un líquido no penetrará y se producirá una depresión, por ejemplo Mercurio en un tubo de Vidrio.

La adsorción comprende la captación de una sustancia en la superficie de otro material, mientras que la absorción involucra la penetración de una sustancia dentro de otro. También podemos mencionar la importancia de tres sistemas coloidales dentro de los materiales dentales como son: Materiales de impresión a base de agar y alginato, uno coloidal y detergentes.

Existen algunas propiedades que afectan la velocidad de penetración de los líquidos en los capilares, porque el coeficiente de penetración incluye Viscosidad, Tensión superficial y ángulo de contacto de la manera siguiente (C.P. en cm/segundos).

También debemos mencionar que un sistema capilar en el que se aisle una delgada película de líquido, no conectada a un reservorio, se llama capilar aislado o /socap. Los líquidos en estas condiciones producen una adhesión entre las paredes del capilar (por ejemplo, porta-objetos de vidrio separados por una delgada capa de agua. Y por último podemos definir que la meseta cohesiva es la fuerza de cohesión del material más débil en la adhesión. La resistencia de la unión alcanzará ese nivel si la unión entre el adhesivo y el sustrato es adecuada, es decir una unión adecuada.

## 5.- MATERIALES DERIVADOS DEL YESO.

### A. Aplicaciones en Odontología.

- 1.- Material para impresiones (ahora infrecuente).
- 2.- Modelos y troqueles.
- 3.- Articulación de modelos.
- 4.- Soldas para procesamiento de polímeros dentales.
- 5.- Agentes de unión de los revestimientos que usan como aglutinante el yeso.

### B. Composición.

Los productos derivados del yeso que se emplean en Odontología son:  
El Yeso ( París ), que comúnmente se le conoce como Yeso Dental.

El Yeso de alta resistencia o Yeso Piedra o piedras artificiales.

Son producidos por la deshidratación parcial del mineral cristalino del yeso Dihidrato de sulfato de Calcio,  $\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$  y son suministrados como polvos finos, Blancos en el caso del Yeso París, y pigmentados, a fin de identificarlos en el caso de los Yesos piedra. Cuando se los mezcla con agua, en proporciones adecuadas, forman una pasta, que fragua para producir una pasta o masa rígida.

El ingrediente básico de ambos tipos es químicamente idéntico: Hemihidrato de Sulfato de Calcio  $\text{CaSO}_4 \cdot \frac{1}{2}\text{H}_2\text{O}$  La estructura cristalina de ambos tipos, es también la misma, de manera que el uso de los términos (alfa y beta) para describir al Yeso París y Piedra, aunque común, es incorrecta, ya que no son fases distintas del sistema  $\text{CaSO}_4 - \text{H}_2\text{O}$  La diferencia entre los dos tipos yace en la naturaleza física de los polvos la que es el resultado en la diferencia de fabricación.

### C. Fabricación.

1. Yeso París. El yeso molido se convierte en Hemihidrato por calcinación en seco en recipientes abiertos. Tras cuantas partes del agua de cristalización, es eliminada, provocando una disminución en el volumen verdadero del material sólo reorganizándose aunque la estructura cristalina cambia a la de Hemihidrato, no hay reorganización de las partículas en sí. Estas mantienen la forma y el tamaño de las partículas de yeso originales y por ello son irregulares y porosas.

Partículas del Yeso París.



El polvo por lo tanto, tiene, gran área superficial relativa, y una mala capacidad de condensarse. (es decir un gran volumen total).

## 2.- Yeso Piedra.

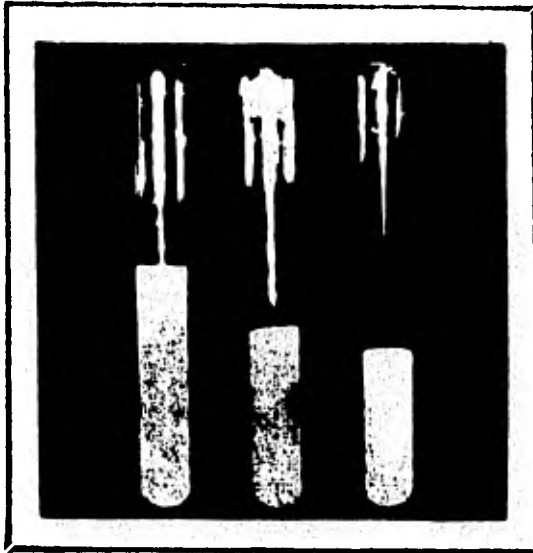
a) Se calienta el yeso en terrones en condiciones húmedas, en vapor saturado en un recipiente presurizado. En estas condiciones puede producirse la cristalización del Hemihidrato y se generan partículas regulares y densas, con un área superficial relativa más pequeña y un volumen total menor que el del Yeso París. El hemihidrato es molido entonces para redondear los cristales individuales y conseguir una proporción de partículas finas; ambos factores mejoran la capacidad de condensación del polvo y aún se reduce más su volumen total. Un producto típico es el Hydrocal, un material básico utilizado en la producción de muchos Yesos piedra dentales, particularmente aquel que se emplea para moldes sobre los cuales deben construirse prótesis. Estos yeso piedra dan una masa fraguada considerablemente más resistente que la del Yeso París.

b) Los refinamientos en el proceso húmedo pueden producir un polvo de hemihidrato final con un volumen general aún menor. Ejemplos de esto son: Densite y Crystalcal. Estos materiales básicos se emplean para producir yesos piedra de alta resistencia a veces llamados Yesos piedra Mejorados o yesos para troqueles, que se emplean principalmente en la construcción de incrustaciones o coronas con el método indirecto, y dan una masa fraguada más resistente que la del yeso piedra común.



Partículas de Yeso Piedra para troqueles.

3.- Volumen General. Los volúmenes generales relativos del Yeso París del Yeso piedra y del Yeso Para Troqueles se pueden apreciar en la siguiente figura porque cada tubo de ensayo contienen 15 gr de un producto comercial típico y todos fueron sometidos a la misma cantidad de compactación por vibración.



Densidades generales comparativas de --  
 productos comerciales. Cada tubo de ensayo  
 contiene 15 Gramos de Polvo.  
 Izquierda: Yeso Paris. Centro: Yeso Piedra.  
 Derecha: Yeso para troqueles.

#### D. Proceso de Fragado

1.- *Reacción de fragado.* Cuando se mezcla con agua, el polvo del hemihidrato se recombina con ella para formar el dihidrato, por medio de una reacción exotérmica:  $\text{Ca SO}_4 \cdot \frac{1}{2} \text{H}_2\text{O} + \frac{1}{2} \text{H}_2\text{O} \rightarrow \text{Ca SO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ .

La mezcla inicial consta de una suspensión de partículas de hemihidrato en agua. Una pequeña cantidad se disuelve hasta el límite de solubilidad, de manera que la fase acuosa se transforma en una solución saturada de hemihidrato. El dihidrato es el hidrato de Sulfato de Calcio estable a temperatura ambiente y, es aún menos soluble que el hemihidrato; por lo tanto precipita. Esto permite que se disuelva más hemihidrato de modo que la reacción de fragado es una solución continua de hemihidrato y la simultánea precipitación del dihidrato, lo que forma agrupamientos de cristales microscópicos de Yeso, generalmente de forma acicular, como sitios de nucleamiento adecuados en la suspensión.



Estado inicial del fragado de un yeso piedra para troqueles.

-estos sitios pueden ser impurezas (partículas residuales de Yeso) o zonas tensionadas de partículas de hemihidratos sin disolver.

2. **Requerimientos de Agua.** Principalmente debido a las diferencias en volumen general de los polvos, el yeso París, el yeso Piedra y el yeso para Troqueles requieren distintas cantidades de agua de mezcla para que "Floten" las partículas de polvo y produzcan mezclas de viscosidad que permitan su utilización. El requerimiento de agua se da como relación  $N/H/H_2O$ . (N/P), expresado como fracción decimal. Las relaciones N/P típicas son: Yeso París 0,30. Yeso Piedra 0,30. Troqueles 0,25. Al fraguar 100 gr de Hemihidrato se combinan con 18,6 gr de agua, así, siempre hay cierto exceso de agua, sin reaccionar como solución saturada de Yeso presente en la masa fraguada. Este exceso de agua debilita al modelo. Puede ser eliminado secado a bajas temperaturas pero deja porosidades microscópicas que debilitan al modelo seco. Tanto la resistencia seca como blanda del material fraguado dependen de la cantidad relativa de agua sin reaccionar remanente después del fraguado y por lo tanto la relación N/P de la mezcla original. La cantidad de agua residual es menor en el caso de un Yeso para troqueles, que por lo tanto tiene la masa fraguada más resistente.

3. **Estados de Fraguado.** El proceso de fraguado es continuo desde el comienzo de la mezcla hasta que cesa la reacción. No obstante, pueden reconocerse importantes cambios físicos. La mezcla es al comienzo un líquido viscoso que presenta pseudo-plasticidad si la mezcla es espesa. La mezcla tiene una superficie glassada debido a que hay una fase acuosa continua presente. A medida que se va produciendo la reacción, los aglomerantes crecientes de cristales de yeso comienzan a interactuar y la mezcla comienza a volverse plástica en este momento desaparece su superficie glassada ya que la fase acuosa es atraída hacia los poros formados cuando los cristales de yeso en crecimiento se repelen entre sí. El ulterior crecimiento cristalino convierte a la masa en un sólido rígido, débil al principio pero que aumenta su resistencia, el tiempo que aumenta la cantidad relativa de fase sólida.

#### E. **Microestructura del material Fraguado.**

1.- **Porosidad.** El yeso fraguado consta de un agregado emaranzado de cristales aciculares de Yeso, que incluyen porosidades microscópicas. Esta porosidad inherente es de dos tipos.

a) La microporosidad causada por el agua remanente sin reaccionar que queda en la masa fraguada. Estas cavidades son aproximadamente esféricas y se producen entre grupos de cristales de yeso.



Superficie de fractura de un yeso para troqueles. (relación N/P es de 0,25) puede verse una cavidad que es el resultado de agua sin reaccionar en la masa fraguada.

b) La microporosidad causada por rechazo de los cristales de yeso en crecimiento. Estas cavidades son más pequeñas que las del primer tipo y son de forma irregular, y aparecen dentro de los grupos de cristales de Yeso

Superficie de Fractura de un yeso piedra para troqueles con relación de polvo de 0,25. Se evidencian las microporosidades causadas por el crecimiento de los cristales individuales.



2.- Efecto de la Relación NP. Ambos tipos de porosidad inherente son afectados por la relación NP pero en modos opuestos.

a) Una relación NP baja deja menos agua sin reaccionar en la masa fraguada, y de ese modo disminuye la cantidad del primer tipo de porosidad.

b) Una relación NP baja aumenta el efecto del crecimiento cristalino durante el fraguado, debido a que los núcleos de crecimiento disponibles están concentrados en un volumen total de mezcla más pequeño; la interacción de los cristales de yeso en crecimiento se produce antes y es más efectiva. Por lo tanto, la cantidad del segundo tipo de microporosidad aumenta.

c) Para cualquier relación NP, la proporción total de porosidad inherente en la masa fraguada es el resultado de la suma de estos dos efectos inversos. El primer efecto predomina, de manera que para cualquier yeso dado el resultado neto es una disminución en la porosidad inherente total de la masa fraguada (es decir, un aumento en la densidad aparente) a medida que la relación NP de la mezcla se reduce.

## F. Propiedades.

### 1. Velocidad de Fraguado.

a) Tiempo de Manipulación. Es importante el reconocimiento de los cambios físicos descritos en la sección D3.

I. Vaciado. (por ejemplo confección de moldes o troqueles). La manipulación debe terminarse mientras la mezcla está aún líquida (es decir mientras mantiene su superficie glassada). Se necesitará vibración si la mezcla es pseudo-plástica.

II. Moldearlo (por ejemplo toma de impresiones, articulación de moldes, inclusión en mufa en patrones de prótesis). La manipulación debe terminarse antes de que la mezcla pierda plasticidad y se vuelva rígida. No hay un método objetivo reconocido para medir este tiempo.

b) Tiempo de Fraguado. Con el uso de un penetrómetro adecuado (por ejemplo agujas iniciales de Gillmore o de Vicat; ambos dan aproximadamente el mismo tiempo de fraguado inicial) puede determinarse un tiempo de fraguado arbitrario (fraguado inicial). El fraguado inicial es una indicación del tiempo en que el material es lo suficientemente resistente para ser manipulado, y, en particular, cuando puede comenzarse su tallado.



Si un fabricante de yeso dental especifica un tiempo de fraguado, será el tiempo de fraguado inicial para una aguja de Gillmore o de Vicat. La reacción de fraguado y el aumento de resistencia continúan durante un tiempo considerable después de este fraguado inicial.

c) Control de la velocidad de Fraguado.

1. Aditivos. Los fabricantes ajustan la velocidad de fraguado del Hemihidrato en crudo, agregando aceleradores y retardadores, a menudo, en forma de una mezcla equilibrada. Los aceleradores típicos son el Sulfato de Potasio, el tartrato de Sodio y el tartrato de Potasio ("Sales de Rochelle").

Los retardadores típicos son el Citrato de Sodio y el Bórax. El modo de acción de estos modificadores no se comprende con claridad y su uso es empírico.

11. Relación A/P. Siempre que haya agua suficiente como para permitir la difusión continua de los iones de los sitios de solución a los sitios de cristalización, la velocidad de reacción de fraguado de un producto de yeso es independiente de la relación A/P. Pero en la práctica los cambios físicos que acompañan el proceso de fraguado se producen más rápidamente en mezclas espesas, debido a que el menor volumen de la fase acuosa permite una interacción más temprana de los cristales del Yeso en crecimiento. Los tiempos de manipulación y de fraguado son por lo tanto inversamente proporcionales a la relación A/P.

2.- Expansión de Fraguado. La reacción de fraguado provoca una disminución en el volumen verdadero de los elementos que reaccionan. No obstante una vez que la mezcla ha alcanzado una rigidez suficiente se observa una expansión isotrópica, causada por un empuje repulsivo entre los cristales de yeso en crecimiento

Expansiones de fraguado lineales en el aire de yesos dentales típicos.

Tipo	Expansión de fraguado (%)
Yeso Paris	0.25 a 0.35
Yeso piedra	0.15 a 0.20
Yeso para troqueles	0.05 a 0.15

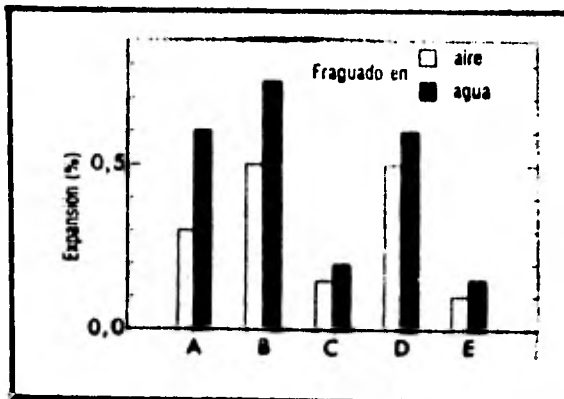
a) Inmersión. Los productos de yeso expuestos a agua adicional mientras están fraguando (por ejemplo si se les sumerge en agua) muestran una mayor expansión que si fraguan en el aire. Este fenómeno es llamado común, aunque inadecuadamente, Expansión Higroscópica de fraguado. Cuando la expansión comienza, el agua disponible externa es atraída al interior de la masa que está fraguando para mantener una fase acuosa continua en la que se produce el crecimiento cristalino en libertad. Si no se dispone de más agua, a medida que se produce la expansión la fase acuosa de la mezcla forma una película sobre los cristales de yeso en crecimiento y las fuerzas de la tensión superficial refrenan el ulterior crecimiento cristalino

b) Control de la expansión de Fraguado.

1. Aditivos. Es deseable una baja expansión de fraguado en aplicaciones en las que la precisión dimensional es importante (por ejemplo impresiones, modelos de trabajo y troqueles). Muchos aceleradores y retardadores del tiempo de fraguado reducen también la expansión, incluyendo también los enumerados en la sección F.1.c. Los fabricantes pueden por lo tanto reducir la expansión de fraguado, y controlar el tiempo de fraguado - agregarle una mezcla equilibrada de aceleradores y retardadores al hemihidrato en crudo. Estos aditivos también reducen la resistencia del material fraguado, de manera que la formulación de los distintos tipos de yeso comprende una solución de compromiso entre u

-na deseable en la expansión de fraguado y una indeseable reducción de la resistencia.

11. **Relación A/P.** Para cualquier material dado, la reducción de la cantidad relativa de la fase acuosa en la mezcla, permite una interacción más efectiva de los cristales de Yeso en crecimiento; por lo tanto, la expansión de fraguado es inversamente proporcional a la relación A/P. Debido a su requerimiento de agua, los hemihidratos crudos que se emplean para producir yesos piedra y Yesos para troqueles tienen una expansión de fraguado inherente más alta que la del Yeso París. Este efecto es enmascarado, no obstante, por los aditivos empleados en su formulación.



Expansión lineal de fraguado en el aire y en el agua de distintos tipos de Yesos.

- A. Yeso París de laboratorio A/P 0,50.
- B. Yeso piedra sin modificar Hydrocal B base A/P 0,32.
- C. Yeso piedra comercial basado en Hydrocal A/P 0,32.
- D. Yeso piedra de alta resistencia sin modificaciones Densite K5 base A/P 0,24.
- E. Yeso piedra comercial basado en Densite A/P 0,24.

3. **Resistencia.** El yeso es un material frágil, y de este modo es más débil a la tracción que a la compresión. Los productos de yeso son resistentes a la compresión más altas que los más frágiles, y sus resistencias traccionales son proporcionalmente más bajas. Para el Yeso París la resistencia traccional es aproximadamente el 20% de la resistencia a la compresión; para el yeso para troqueles un 10%. Dado que en la práctica la fractura de un modelo de Yeso se produce de manera típica frente a una tracción, la resistencia traccional es una mejor guía de la resistencia a la fractura. No obstante, la resistencia a la compresión da una mejor indicación de la dureza superficial y de la resistencia a la abrasión.

Resistencia de productos comerciales típicos en MPa.

Tipo	Relación A/P	Resistencia traccional		Resistencia a la compresión	
		Húmeda	Seca	Húmeda	Seca
Yeso París	0.50	2.3	4.1	10.3	23.4
Yeso piedra	0.30	3.5	7.6	25.5	63.4
Yeso para troqueles	0.25	4.2	8.1	44.8	88.3

a) **Efecto de la relación A/P.** En general, las propiedades de resistencia están inversamente relacionadas con la relación A/P (es decir con la cantidad de porosidad total inherente). Así cuando se requiere máxima resistencia, un material dado debe ser mezclado con una relación A/P tan baja como sea posible. No obstante, con el yeso para troqueles, deben evitarse las mezclas excesivamente espesas; éstas contienen muy poca agua en exceso de la requerida para la relación de fraguado, y, debido que la reacción de

-pende de la difusión de los iones, ésta no puede hacerse en forma completa. Existen algunas partículas residuales de hemihidrato en el troquel fraguado.



Superficie de fractura para un Yeso de troqueles que muestra una partícula residual de polvo de hemihidrato con una relación  $N/P$  de 0,25.

Y en las meclas espesas la proporción es lo suficientemente alta como para contrarrestar al esperado aumento de la resistencia.

11. El uso de una relación  $N/P$  baja para obtener mayores resistencias también da una expansión de fraguado relativamente alta, que debe ser aceptada. Pero las aplicaciones en que la exactitud dimensional es más importante que la resistencia (por ejemplo, el yeso para impresiones), puede emplearse una relación  $N/P$  más alta.

b) Secado. La remoción de toda el agua libre por secado a baja temperatura duplica la resistencia. Pero la resistencia no aumenta sino que hasta eliminar el último 3% de agua libre. Este aumento de la resistencia es reversible; si se empaqueta un modelo seco se reduce su resistencia al nivel original.

El yeso es estable por debajo de los 45 grados centígrados. El secado a temperaturas más altas debe ser cuidadosamente controlado. La pérdida de agua de cristalización se produce rápidamente a 100 grados centígrados o más y provoca una pérdida de resistencia y contracción.

4. Solubilidad. El yeso no es completamente insoluble (tiene una solubilidad de aproximadamente 0,2gr/ 100 centímetros cúbicos) a una temperatura de 20 grados centígrados. Si deben usarse los modelos de Yeso, emplease una solución saturada de Sulfato de Calcio.

#### 6. Almacenamiento.

Los polvos de yeso absorben humedad del medio ambiente lo que provoca su gradual deterioro. A humedades relativas de un 70% o más comienza la hidratación de las superficies de las partículas de hemihidrato, formando una capa de pequeños cristales de hidrato. En los primeros estadios del deterioro esto actúa como núcleos efectivos de cristalización y acortan el tiempo de fraguado. Si el deterioro avanza más, la mecla no endurecerá en forma adecuada, debido a que queda cantidad insuficiente de hemihidrato para formar una masa fraguada coherente.

Para evitar el deterioro, los polvos de yeso deben guardarse en recipientes herméticos, en un sitio seco del laboratorio.

## RESUMEN.

Podemos hacer un pequeño resumen del capítulo anterior diciendo algunos conceptos o palabras que pudieran tener algún significado un tanto confuso.

**Acicular** (de un cristal) quiere decir que es delgado, con forma de aguja.

**Área superficial relativa** (de polvo) Es el área superficial total de una masa dada.

**Calcinación** es el calentamiento prolongado de una sustancia a cierta temperatura por debajo de su temperatura de fusión.

**Isótropo** quiere decir que es uniforme en todas las direcciones.

**Núcleos de cristalización**; Pequeñas partículas sólidas en una solución, sobre las que pueden formarse cristales.

**Relación A/P.** Es la proporción de mezcla de yeso expresada como una fracción decimal. Si 100 gr de Yeso van a mezclarse con 50 gr de agua, la relación A/P es de 0,50.

**Requerimiento de agua:** Es la cantidad de agua que debe de agregarse a una masa dada de yeso para producir una mezcla de viscosidad adecuada.

**Pseudo-Plasticidad:** Es la conducta de los líquidos no Newtonianos en los que la tasa de corte aumenta más que en proporción a la resistencia al corte (líquidos que disminuyen su viscosidad al corte). Las mezclas espesas de yesos son ejemplos típicos; parecen ser sumamente viscosas cuando están en reposo, pero fluyen fácilmente cuando se las somete a tensiones de corte (por ejemplo Mezclándolas o Vibrándolas).

**Sitio de nucleación:** región de una solución en la que el depósito espontáneo y ordenado de átomos puede comenzar el proceso de cristalización.

**Volumen general de un Polvo:** Es el volumen general ocupado por una masa dada, incluyendo los espacios de aire entre las partículas individuales y cualquier porosidad en el interior de las partículas.

También es punto de interés comprender que diferencia hay en la composición química de los polvos de los yesos París, Piedra y para troqueles. El principal constituyente es el mismo para todos los productos: Hemihidrato de sulfato de Calcio, hay diferencias menores en la composición entre los yesos piedra y los yesos para troqueles, debido a la presencia de aceleradores, retardadores y colorantes.

Podemos decir que el yeso París se produce por la calcinación en seco del yeso volado (dihidrato de sulfato de Calcio) La pérdida parcial del agua de cristalización no se acompaña de un cambio en la forma o el tamaño de las partículas individuales, las que son por lo tanto irregulares y porosas, dando al polvo un volumen general relativamente alto. El yeso piedra y el yeso para troqueles se producen con calentamiento húmedo lo que permite la formación de cristales densos y regulares de hemihidrato, lo que trae como resultado un volumen menor general, que el yeso París. La cuidadosa molienda reduce aún más este volumen general.

Usamos las relaciones A/P para los diferentes yesos: Yeso París 0,50. Yeso piedra de 0,30. y el yeso para troqueles es de 0,25. Pueden emplearse relaciones agua polvo más bajas con algunos yesos piedra y con algunos yesos para troqueles, debido a que los volúmenes generales de estos polvos son menores, de manera que se necesita menos agua para obtener una mezcla adecuada. Agua sin combinar en la masa fraguada: Para yeso París, 100 gr de polvo más 50 gr de agua: 150 gr de masa fraguada, sólo 18.6 gr de agua se combinan químicamente. Por lo tanto, después de haberse terminado la reacción de fraguado, el agua sin combinarse es de 31,4 gr en 150 gr o sea, aproximadamente el 20%. Del mismo modo para el yeso Piedra, aproximadamente un  $\frac{1}{3}$  y para el yeso para troqueles alrededor de un 4%.

También debemos mencionar qué tipos de cambios químicos y físicos acompañan el fraguado de los productos del yeso, esto se refiere a que el cambio químico es la hidratación del Hemihidrato del sulfato de Calcio, para formar el dihidrato.

El cambio físico será porque se considera que primero es un líquido viscoso, luego una masa plástica y luego un sólido rígido que aumenta su resistencia hasta que termina la reacción.

Una de las principales diferencias entre los modelos de yeso París y de yeso Piedra consiste en que el Yeso París fraguado tiene una porosidad más alta de microporosidad inherente que el yeso Piedra fraguado. Esta microporosidad es provocada por:

a) Por agua residual sin reaccionar.

b) Por la expansión de fraguado y ambos factores son mayores en el caso del yeso París. Así, este yeso al fraguar es menos denso y más débil que el Yeso piedra.

Podemos entender por tiempo de fraguado de un Yeso, que es un proceso continuo. En la práctica cualquier cifra dada para el tiempo de fraguado es arbitraria a menos que se refiera al momento en que cesa la reacción de fraguado. La significación práctica de la Pérdida de brillo superficial es que da una indicación en el momento en que la mezcla no se puede verter ni fluir bajo vibración. La significación del fraguado inicial de Gillmore como de Vicat dan una indicación del tiempo en el que el material sólido puede ser manipulado con seguridad.

Un fabricante de Yesos dentales puede ajustar el tiempo de fraguado de su producto por medio del agregado empírico de aceleradores y de retardadores al polvo de hemihidrato en crudo.

El efecto de aumentar la relación Agua-Polvo para un Yeso dado sobre la velocidad de fraguado es que aumentando la relación agua polvo se aumenta la cantidad relativa de fase acuosa en la mezcla, por lo tanto, los cambios físicos vinculados al fraguado se producen más lentamente, porque la interacción de los cristales de Yeso en crecimiento se produce más tardíamente.

Fabricamente el fraguado de los productos del yeso debe acompañarse de una contracción Volumétrica. ¿por qué se observa una expansión de fraguado en la práctica? Hay una disminución en el volumen del sólido real. No obstante, los cristales del yeso formados son largos y delgados, y el crecimiento cristalino crea cavidades microscópicas que provocan un aumento en el volumen total de la masa. Los productos del yeso muestran una mayor expansión de fraguado en el agua que en el aire porque cuando se produce el fraguado en agua, hay una fase acuosa continua y el crecimiento cristalino se produce sin impedimentos. Cuando la reacción de fraguado se hace en el aire, el contenido acuoso de la mezcla disminuye al tiempo avanza la reacción. El líquido residual de la mezcla es atraído hacia las cavidades creadas entre los cristales en crecimiento, sobre los que forma una película. Las fuerzas de la tensión superficial agrupan los cristales en crecimiento y refrenan su ulterior expansión. El significado práctico de la expansión de fraguado de los yesos dentales, es que afecta la exactitud dimensional de la restauración dental final. Podemos dar valores típicos de la expansión de fraguado lineal en el aire de un yeso París, de un yeso Piedra y de un yeso para Troquetes. Yeso París 0,30%. Yeso Piedra 0,15%. Yeso para troquetes 0,10%.

Cual sería la expansión de fraguado ideal de un producto de yeso para ser utilizado en la confección de un troquel sobre el cual debe construirse una restauración dental? La expansión de fraguado ideal sería 0%.

El fabricante de un yeso dental controla su expansión de fraguado, por el agregado empírico de una mezcla de aceleradores y de retardadores adecuados. ¿que reducen ambos la expansión de fraguado.

Para un producto de yeso dado ¿cuál es el efecto de aumentar la relación agua polvo sobre la expansión de fraguado? Explique este efecto. La expansión de fraguado se reduce debido al aumento de la cantidad relativa de fase acuosa y a que la interacción de los cristales en crecimiento es menos efectiva.

¿que límites prácticos se ponen sobre la magnitud de este control? Los aceleradores y los retardadores también reducen la resistencia del material fraguado, de manera que cuando ésta es una consideración importante la concentración que puede emplearse es relativamente baja.

Podemos decir que el significado práctico de resistencia traccional y resistencia a la compresión de los yesos dentales se define de esta manera. La resistencia traccional es una indicación de la resistencia a la fractura; la resistencia a la compresión es una indicación de la dureza superficial y de la resistencia a la abrasión.

¿Cuál es el efecto de aumentar la relación agua-polvo sobre: resistencia traccional y sobre la resistencia a la compresión? El efecto de aumentar la relación agua-polvo, reducirá la resistencia traccional y la resistencia a la compresión, porque, con una relación agua-polvo más alta hay más agua residual remanente después que se termina el fraguado, y esto produce un aumento en las microporosidades reduciendo la resistencia.

El efecto que aparece sobre la resistencia traccional y la resistencia a la compresión al secar un modelo de yeso será que se duplica la resistencia traccional como la resistencia compresiva, ya que la presencia de agua libre en el material lo debilita.

Para terminar este pequeño resumen, podemos decir que los productos del yeso de un laboratorio dental deben guardarse y almacenarse en recipientes herméticos en una zona seca del laboratorio. A humedades relativas de un 70% o más, la humedad ambiente reacciona con el polvo de hemihidrato formando una capa de cristales de dehidrato. Inicialmente esto aumenta la velocidad de fraguado pero si el deterioro aumenta se reduce notablemente la resistencia del material.

## 6.- INTRODUCCION A LOS POLIMEROS.

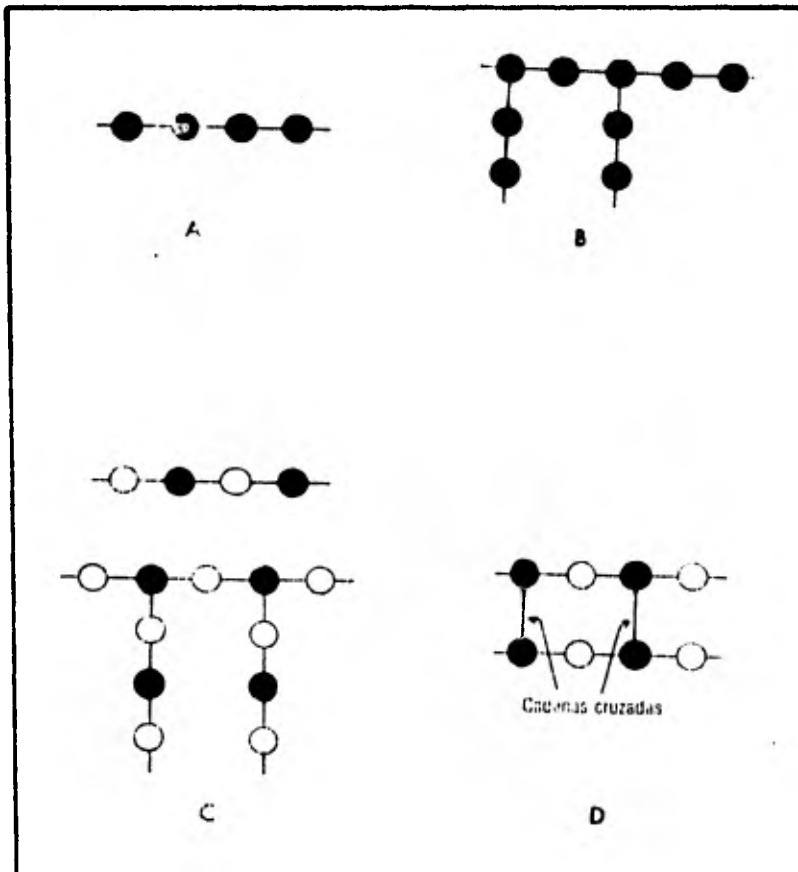
Aplicaciones en la Odontología.

- 1.- Materiales para impresión polimérica. (algiratos, mercapturos y siliconas).
- 2.- Polímeros para base de prótesis.
- 3.- Materiales de restauración polimérica.
- 4.- Selladores de puntos y fisuras.
- 5.- Cementos a base de resinas.
- 6.- Condicionadores de Tejidos.
- 7.- Materiales para rebavado.

### B. Composición.

1.- **Naturaleza Química.** Los monómeros (mono:único) (mero:unidad) se unen para formar polímeros (poli:muchos) por un proceso llamado **polimerización**. La polimerización puede ser iniciada por rayos UV o químicos tales como el calor, los cambios de concentración, la interacción de agentes químicos o la radiación.

2.- **Endurecimiento de los polímeros.** La expresión **polimerización por adición** se emplea para describir la formación de cadenas de moléculas unidas; las moléculas de monómero se reúnen para formar cadenas poliméricas que pueden ser macromoléculas lineales o de cadena cruzadas. Si se reúnen monómeros distintos (comonómeros) se forman copolímeros. Los polímeros acrílicos endurecen por este mecanismo.



- Cadenas de polímeros
- A. Lineal.
  - B. Ramificada.
  - C. Copolímeros lineales, (arriba) y Ramificadas (abajo).
  - D. Cadenas cruzadas.

Si se forma un subproducto al tiempo que se unen las unidades el proceso se denomina polimerización por condensación. Las siliconas y las mercaptanos para impresión endurecen por este mecanismo.

La polimerización por adición se produce en tres estadios principales: Iniciación, Propagación y terminación.

a) **Iniciación.** Este primer paso requiere la presencia de Calor, luz o energía química con el objeto de formar radicales libres (grupos químicos con electrones no compartidos) abriendo uniones no saturadas (dobles o triples) de las moléculas de monómero. Los radicales libres se unen a otros radicales libres de las moléculas de monómero adyacentes y se produce el encadenamiento, si merodo se agregan inhibidores al monómero para impedir la polimerización provocada por la exposición al calor o a la luz durante el almacenamiento. Cuando se polimeriza un monómero por activación química, se agrega una cantidad relativamente inestable, denominada iniciador, en concentración suficiente como para superar el efecto del inhibidor y afectar a las uniones no saturadas del monómero. Algunos iniciadores requieren la presencia de un activador.

**Activador.** Sustancia química que reacciona con un iniciador químico potencial para desencadenar una reacción.

**Inhibidor.** Sustancia química agregada a un monómero para impedir la polimerización durante el almacenamiento o para retardarla con el objeto de proveer tiempo de trabajo.

**Iniciador.** Fuente de energía (calor, luz, sustancia química) que provoca la formación de radicales libres abriendo dobles o triples ligaduras (no saturadas) en las moléculas de monómero.

**Polimerización.** Reacción química por la que las unidades aisladas (monómeros) se unen para formar un polímero.

b) **Propagación.** El iniciador llamado a veces "Catalizador" se degrada formando radicales libres los que a su vez, abren las uniones inestables del monómero de manera que se produce el segundo estadio, de propagación o de formación de cadenas.

c) **Terminación.** La propagación continúa hasta que no quedan más radicales libres, ya sea porque no se dispone de uniones adyacentes (radicales libres). Entonces se alcanza el tercer estadio de terminación.

Existen reacciones accesorias como lo son: Contracción y Sorción acuosa.

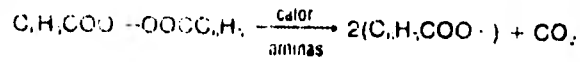
d) **Contracción.** Cuando el monómero polimeriza se produce una contracción volumétrica; en algunos polímeros dentales puede ocurrir un cambio hasta de un 2% al producirse este cambio la masa se contrae o aumentan las tensiones internas.

e) **Sorción acuosa.** Las moléculas de agua tienen tendencia a penetrar en los sólidos poliméricos entre las cadenas de polímeros, atraídas por la polaridad, por las uniones no saturadas o por las fuerzas intermoleculares no equilibradas de los polímeros. En algunos polímeros dentales (es decir, los materiales de restauración a base de resinas combinadas las partículas de relleno inorgánicas están recubiertas con agentes de unión hidrófobos del tipo del Vinyl Silano, que ayudan a la unión entre las partículas inorgánicas y el polímero, y reducen la penetración acuosa en la superficie de la unión. Del mismo modo, cuando se emplean adhesivos solos o en conjunción con materiales de restauración a base de resinas combinadas, pueden aplicarse a los dientes agentes imprimadores que sean resistentes al agua.

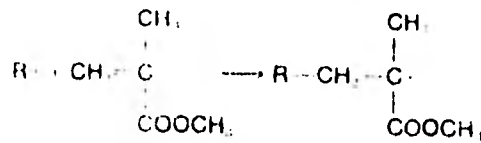


Tres estudios de la polimerización por adición del metacrilato de metilo.

1. (Iniciación)

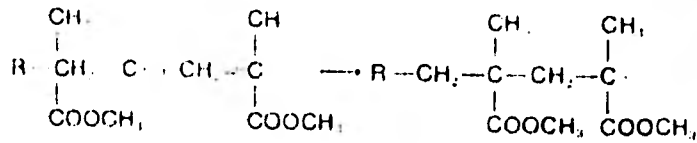


Peróxido de benzilo  $\longrightarrow$  Radicales libres (R) + dióxido de carbono



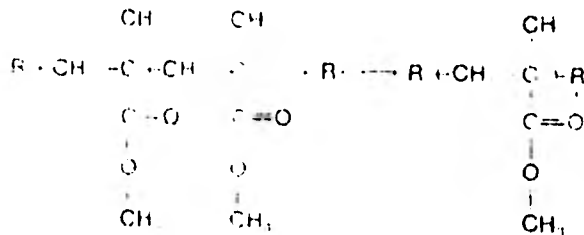
Radical libre + monomero  $\longrightarrow$  Radical libre (monomero activado)

2. (Propagación)



Radical polimerico libre + monomero  $\longrightarrow$  Cadena en crecimiento

3. (Terminación)



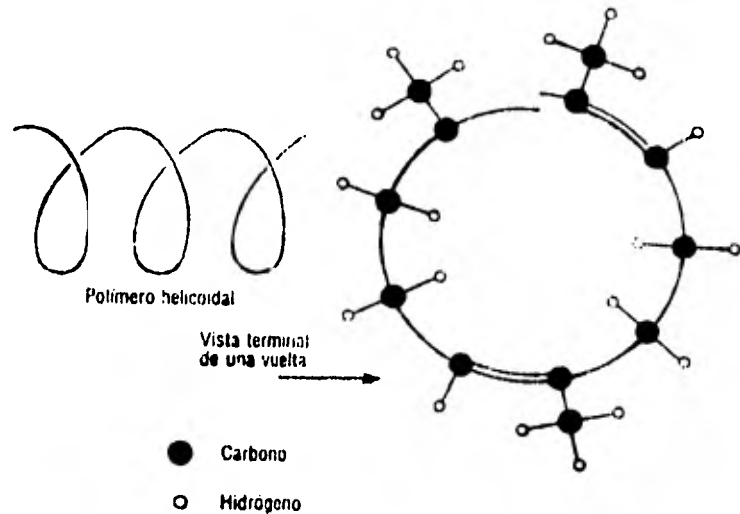
Radical polimerico libre + radical libre  $\longrightarrow$  Cadena polimerica

### C. Propiedades.

1. **Factores Principales.** Las propiedades de los polímeros dependen de:
  - a) Las uniones fundamentales (Monómeros, Comonomeros).
  - b) El grado de polimerización (El número de unidades de monómero por macromolécula).
  - c) La estructura molecular, y la cantidad y tipo de uniones no saturadas del monómero.
  - d) El grado de entrecruzamiento de las cadenas de polímero, o aún de cristalización.
  - e) La cantidad de ramas y o uniones cruzadas.

Cuanto más largas son las cadenas, más grandes las unidades, o más complicada la trama, mayor es la dureza, la rigidez y la fragilidad y menor la resistencia al impacto o la resistencia transversal. Los elastómeros tienen una estructura catenaria helicoidal.

Helicoides de molécula de latex que proveen una alta elasticidad.



f) La temperatura reduce la resistencia y produce propiedades gomosas.

2. **Tipos de polímeros.** Dependiendo de la elección de los monómeros o los comonomeros, pueden hacerse polímeros que sean gomosos (materiales para impresión), vítreos (resina acrílica, plexiglas), o adhesivos (policarboxilatos, selladores de fisuras)

3. **Prepolímeros.** Para algunos materiales, los monómeros o los comonomeros son iniciados por el fabricante o están parcialmente polimerizados, produciendo un prepolímero que es capaz de una ulterior polimerización ya sea en la boca o en laboratorio dental (por ejemplo, materiales para impresión).

4.- **Otras consideraciones.** El polímero final puede no tener propiedades satisfactorias. A menudo se mezclan los polímeros con pigmentos para obtener color, y se agregan sólidos inorgánicos que incluyen a las sustancias cerámicas, como relleno para obtener y proveer mejores características de trabajo o como refuerzo para aumentar la resistencia a la abrasión, la resistencia mecánica, la estabilidad dimensional y otras propiedades. También la formulación de los materiales dentales poliméricos debe tomar en consideración los requerimientos del profesional para un tiempo de trabajo de 3 a 7 minutos y el estricto control de los cambios dimensionales durante el endurecimiento.

### D. Efectos biológicos.

Los polímeros totalmente polimerizados tienden a ser inertes, pero la mayoría de los monómeros, activadores e iniciadores pueden ser irritantes intensos. Los problemas que surgen cuando los tejidos se ponen en contacto con polímeros incompletamente

-curados (sea restauraciones o aparatos) son los siguientes:

1. Los materiales que producen radicales libres pueden unirse en forma cruzada con las proteínas provocando así irritación tisular.
2. Los monómeros sin reaccionar, los iniciadores o los activadores pueden ser lavados del polímero proviendo una fuente prolongada de irritación.
3. Debido a la estabilidad dimensional, algunos materiales poliméricos utilizados en la Odontología restauradora pueden provocar microfiltraciones en torno a las restauraciones, lo que trae como resultado una irritación de la pulpa debida al intercambio de líquido.
4. La naturaleza inerte de los polímeros para base de prótesis puede proveer un refugio para los microorganismos del tipo de la *Candida albicans*, los que a su vez irritan los tejidos mucosos.
5. Los polímeros, los monómeros, los iniciadores o los activadores pueden provocar reacciones alérgicas.

E. Tipos de polímeros comerciales.

- 1.- Materiales para impresión a base de alginatos.  
(Hidrocoloides irreversibles).  
Son polímeros de alginato de calcio con rellenos. Cuando se los mezcla con agua forman un gel elástico que polimeriza dando una masa elástica semirígida.
- 2.- Materiales para impresión a base de mercaptanos.  
Basándose en los grupos mercaptanos (-SH) se los puede adquirir en forma de polímeros y son iniciados por un agente oxidante, generalmente Peróxido de Plomo.
- 3.- Materiales para impresión a base de siliconas.  
Los monómeros de grupos Silíceos son iniciados a una ulterior polimerización por sales organometálicas tales como el Octanoato de Estaño.
- 4.- Polímeros para prótesis.  
Generalmente están compuestos por metacrilato de metilo con una unión acrílico de doble ligadura, la mayoría de los polímeros para prótesis se comercializan en forma de polvo y líquido. El polvo es metacrilato de Metilo prepolimerizado en forma de pequeñas partículas esféricas a las que se agregan pigmentos de color y el iniciador, Peróxido de Benzilo. El líquido es monómero de metacrilato de Metilo, con un inhibidor tal como el o la Hidroquinona. Cuando se mezclan el polvo y el líquido, se produce una masa plástica que puede moldearse a la forma deseada. La polimerización se logra por calentamiento. En las llamadas resinas de curado en frío, se incorpora en el monómero un activador para el iniciador, generalmente una amina terciaria. Cuando se mezclan polvo y líquido, el activador reacciona con el iniciador, el que a su vez, abre las uniones no saturadas del monómero y provoca así la polimerización.
- 5.- Cemento de poliacrilato.  
Es el producto de reacción del ácido Poliacrílico y el óxido de zinc y óxido de magnesio.
- 6.- Resinas de obturación directa.  
(Autopolimerizantes), de tipo combinado.  
En general, estos materiales se basan en el polímero (Prepolímero bis-fenol metacrilato de glicídilo (BIS-GMA), con rellenos inorgánicos tales como varias modificaciones de cuarzo o vidrio. El Peróxido de benzilo y la amina terciaria se emplean como iniciadores y activadores respectivamente. Otro iniciador empleado en los materiales de restauración a base de resinas combinadas es el éster etílico de la benzoina, que se activa con luz ultravioleta.
- 7.- Selladores.  
Son, principalmente del tipo BIS-GMA, sin relleno o muy poco. La adhesión al esmalte dentario requiere el grabado del mismo con ácido fosfórico o cítrico, los que eliminan

—Los detritus orgánicos y activan la superficie del esmalte. También han hallado un uso en las formulaciones de selladores otros polímeros, como los cianocrilatos.

**Mercaptano.** Cualquiera de una serie de compuestos químicos de fórmula general  $R-SH$ , como por ejemplo el Etil mercaptano.  $C_2H_5SH$ .

**Monómeros.** Moléculas aisladas con dobles o triples ligaduras capaces de unirse para formar polímeros.

**Polimerización.** Reacción química por la que las unidades aisladas (monómeros) se unen para formar un polímero.

**Polímero.** Macromolécula formada por la unión de muchas unidades moleculares estructurales similares.

**Prepolímero.** Polímero de peso molecular controlado y a menudo limitado, producido para su ulterior polimerización, que se lleva a cabo por la adición de un monómero.

## RESUMEN.

Podemos decir a manera de pequeño resumen de este capítulo, que la diferencia entre un monómero y un polímero está en que un monómero consta de unidades aisladas (moléculas) con uniones no saturadas. Un polímero consta de cadenas o redes de moléculas unidas entre sí en los sitios de las uniones no saturadas que fueran "abiertas" por energía química o de otro tipo.

Los métodos por los que puede iniciarse la polimerización de un monómero son por causa de que un agente químico, calor o radiación ultravioleta, estén en contacto con el monómero en cuestión. En los sistemas monómero-polímero curados con luz ultravioleta el iniciador (éter etílico de la benzoina) es activado por la exposición a la luz ultravioleta. Una vez activado, el iniciador abre las uniones dobles de las moléculas de monómero, que se unen para formar las moléculas del polímero. La diferencia entre los polímeros por condensación y por los de adición es que la polimerización por condensación entraña un proceso químico en el cual se forma un subproducto al tiempo que se combinan unidades monoméricas. Cuando las unidades del monómero se combinan sin la formación de un subproducto, la polimerización se denomina polimerización por adición.

El agua es absorbida por los polímeros por la polaridad de los polímeros, por las uniones no saturadas o por las fuerzas intermoleculares no equilibradas de los polímeros. Los factores moleculares que afectan las propiedades mecánicas de los polímeros son las cadenas más largas, las unidades más grandes o las tramas de cadenas cruzadas más complicadas del polímero llevan a una mayor dureza, rigidez y fragilidad y a menores resistencias al impacto y transversales. El propósito de agregar de relleno de los polímeros dentales se hace para mejorar algunas propiedades mecánicas y para reducir los cambios dimensionales durante la polimerización y durante el ciclo térmico ulterior.

Las características adecuadas poliméricas para un material de impresión:

1.- Plasticidad antes de la polimerización, elasticidad después de la polimerización; suficiente tiempo de trabajo, luego endurecimiento rápido. Y las características poliméricas para un material de restauración serían:

1.- Estabilidad dimensional, aspecto semejante al de los dientes, resistencia a la abrasión; suficiente tiempo de trabajo, luego endurecimiento rápido. Las resinas acrílicas se contraen al polimerizar porque las distancias interatómicas del polímero son menores que las del monómero. También cabe decir que las fuentes de irritación de los tejidos pulpares del diente que podrían provenir de una restauración a base de polímeros son que el monómero sin reaccionar, los iniciadores y los activadores. También el intercambio de líquidos debido a la microfiltración de la interface entre el diente y el polímero, como resultado de la contracción de polimerización.

## RESINAS DE ACRILICO Y BIS-GMA.

### Polímeros para base de prótesis.

#### A. Aplicaciones en la Odontología.

Prótesis parciales y totales.

#### B. Composición.

Las resinas u continuación (descritas son todas acrílicas y son termocurables o activadas químicamente (por ejemplo Resinas fluidas para vertex.)

1. Forma física. Las resinas acrílicas se suministran en forma de polímero en polvo y un monómero líquido.

a. Polvo. El polvo consta de perlas de polímero (por ejemplo Polimetacrilato de Metilo), que tiene incorporado en su interior aproximadamente un 1 % de catalizador. (por ejemplo el Peróxido de Benzoylo). Un plastificante (por ejemplo el Ftalato de butilo). Cabe mencionar que un plastificante es una sustancia generalmente estable, de alto peso molecular que cuando se la agrega a un polímero, disminuye la temperatura de calentamiento y aumenta la velocidad a la que el solvente penetra en el polímero. El polvo también tendrá contenido a un pigmento adecuado (por ejemplo, Dióxido de titanio, rojo cobalto).

b. Líquido. El líquido consta del monómero (por ejemplo, metacrilato de metilo), un inhibidor (por ejemplo la Hidroquinona). Cabe mencionar que un inhibidor es un compuesto capaz de estabilizar radicales. Se emplea para impedir que radicales inicien reacciones en cadena en el monómero antes de ser utilizado. El monómero también tendrá en su interior un agente de cadenas cruzadas (por ejemplo, el Dimetacrilato de Etilenglicol). Podemos mencionar que un agente de cadenas cruzadas es un monómero que tiene dos o más grupos por molécula capaces de polimerizar. Al hacerlo, cada grupo activo es capaz de incorporarse a una cadena de polímero en crecimiento, provocando la formación de un anillo en la cadena o una unión cruzada entre dos cadenas.

Los sistemas de curado en frío (por ejemplo, Resinas fluidas también contienen un activador. Los activadores utilizados son aminas aromáticas terciarias (por ejemplo, Dimetil-p-Toluidina). Podemos decir que un activador es una especie química que se combinará con un catalizador y hará que éste se vuelva activo a temperaturas mucho más bajas. Cuando el catalizador es la luz ultravioleta el activador actúa para concentrar su energía de la misma. (NB: Un activador no puede catalizar una reacción por sí mismo).

2. Composición. La composición de las perlas y los líquidos influye sobre las propiedades mecánicas.

a. Peso molecular del polímero en esferulas. Un alto peso molecular trae como resultado una gelificación más lenta y produce un polímero final con mayor resistencia traccional. En los polímeros para "colar" Para lograr una gelación tan completa como sea posible antes del curado, el peso molecular es a veces sólo la mitad de los acrílicos convencionales.

b. Tamaño de la partícula de las perlas del polímero. Las perlas más pequeñas dan una gelación más rápida. Es común una distribución de tamaños entre 50 y 250 micrómetros.

c. **Cuchos aditivos.** Ellos mejoran la resistencia al impacto y reducen el tiempo de gelación. Un exceso de caucho trae como resultado una caída significativa en la temperatura de ablandamiento.

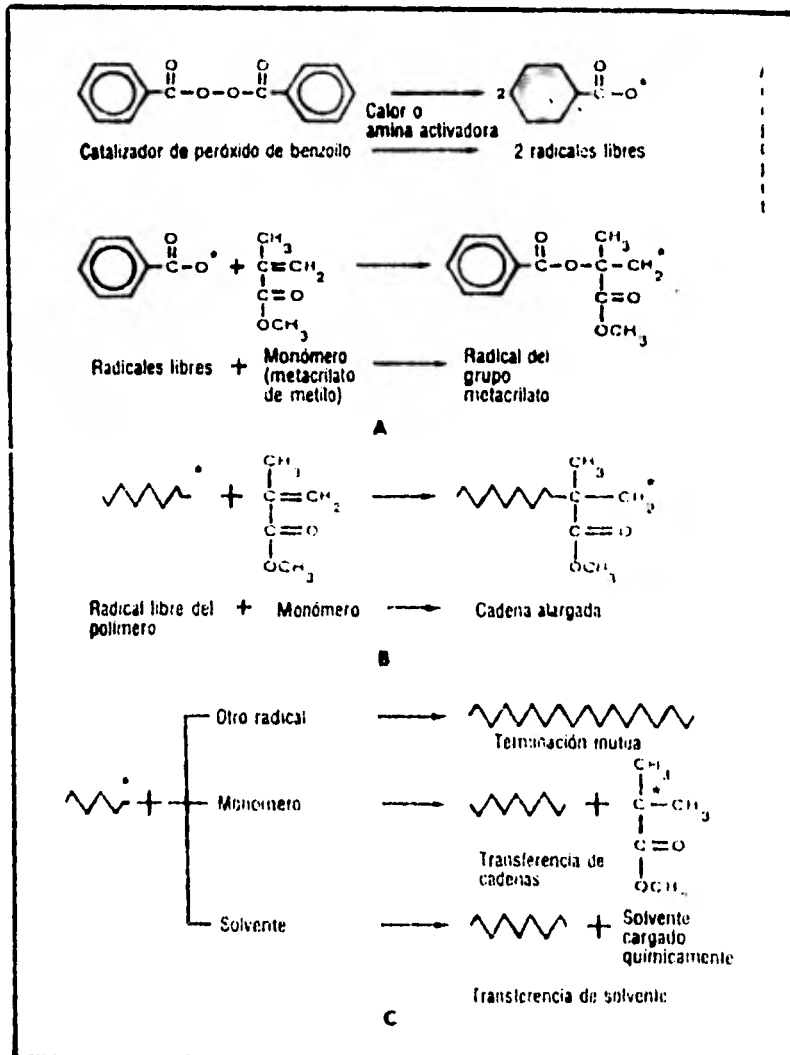
d. **Concentración del catalizador.** El aumento de la concentración del catalizador disminuye el peso molecular y por lo tanto la resistencia del polímero final.

e. **Concentración del Inhibidor.** El exceso del inhibidor trae como resultado un peso molecular bajo al final, y una mala estabilidad de color.

f. **Agente de cadenas cruzadas.** Se agregan para reducir el entortolamiento, pero si están en exceso producen fragilidad. Podría ser también un monómero que tiene un o dos o más grupos por moléculas capaces de polimerizar. Al hacerlo cada grupo activo es capaz de incorporarse a una cadena de polímero en crecimiento, provocando la formación de un anillo en la cadena o una unión cruzada entre las cadenas.

### C. Estadios de la reacción de polimerización.

1. **Iniciación.** Al mezclar el líquido y el polvo, parte del catalizador (peróxido de benzilo) se disuelve en el monómero, donde puede iniciarse la polimerización. El calentamiento o la activación química divide el peróxido de benzilo en dos radicales. Estos reaccionan con las moléculas del monómero (metacrilato de metilo) para crear radicales acrílicos.



Pasos en la polimerización de las resinas acrílicas.

- A. Formación de radicales libres (iniciación).
- B. Propagación o crecimiento de la cadena.
- C. Terminación o fin de la reacción por tres pasos posibles: Terminación mutua, Transferencia de cadenas, y Transferencia de solvente.

2. **Propagación.** Un radical acrílico puede reaccionar con otra unidad de monómero produciendo una cadena radical de dos unidades. Como se puede apreciar en la figura anterior en su parte (b). La propagación es el crecimiento de estas cadenas por adiciones sucesivas de unidades de monómero al extremo radical de la cadena, estos procesos pueden producirse 500 veces o más dando como resultado moléculas de alto peso molecular.

3. **Terminación.** El crecimiento de la cadena finalmente se detiene por una de las varias reacciones que transforman al radical en un grupo estable, como se muestra en la figura anterior en su parte (c).

#### D. Procesamiento

##### 1. Termocurado.

a) **Formación de la masa.** Si se mezclan el polvo y el líquido en la relación 1:3 en volumen, se notan cuatro estudios distintos en el gel.

1.- **arenoso o granular.** El monómero moja el exterior de las perlas.

2.- **Filamentoso.** Las caras externas de las perlas se disuelven o se plastifican notablemente.

3.- **Plástico.** Las perlas se unen por prolongaciones de las cadenas de polímero. El acrílico prepolimerizado ya está en período plástico.

4.- **Elastico o gomoso.** El monómero ha penetrado hasta el centro de las perlas. El gel tiene memoria elástica por la eficiente unión entre las perlas.

b) **Empaquetado.** En el período elástico se empaqueta la mezcla en un molde de Yeso, que está recubierto de papel de estaño o pintado con un separador de alginato para minimizar la difusión del monómero de la masa plástica al interior del yeso. Si no se cubre el molde se dificulta el retiro de la mifla. Se empaqueta un pequeño exceso de masa plástica para compensar la contracción de polimerización. Un exceso demasiado grande trae como resultado una base protética engrosada, que aumenta la dimensión vertical oclusal. Antes del curado se hace un cierre de prueba de la mifla. La masa debe estar bajo presión durante el curado para:

1.- Reducir el efecto de la expansión térmica de la masa.

2.- Compensar la contracción de la polimerización.

3.- Reducir la vaporización del monómero, y así, reducir la porosidad. Una presión excesiva produce cavidades por contracción, mientras que una excesiva lleva a una distorsión del molde.

c) **Ciclo de curado.** Un buen ciclo de curado produce un buen polímero lineal de alto peso molecular sin porosidades debido a:

1.- **Calentamiento lento.** La degradación del iniciador del Peróxido de Benzilo es rápida por encima de los 60 grados centígrados. El calentamiento lento por encima de los 60 grados centígrados produce menos radicales, dando un polímero de más alto peso molecular.

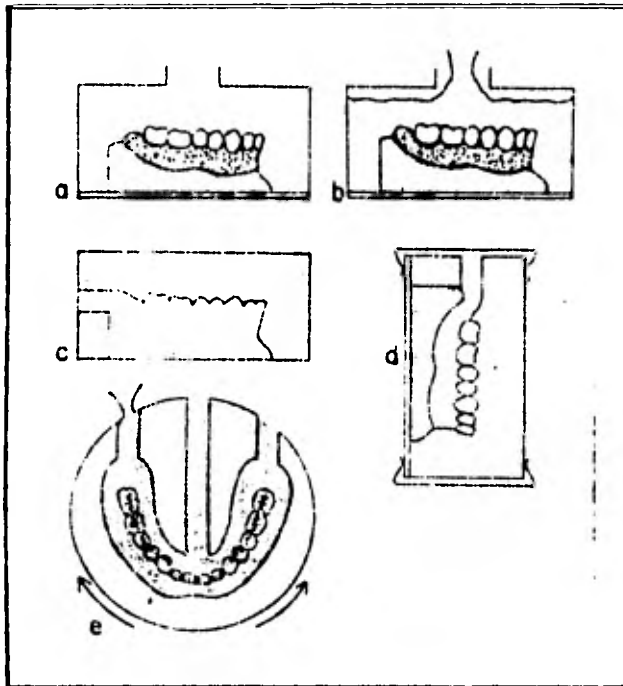
2.- **Bajas temperaturas.** La reacción de polimerización es extremadamente exotérmica - el Metacrilato de metilo hierve por encima de los 103 grados centígrados. La masa debe mantenerse por debajo de esta temperatura para evitar porosidades.

3.- **Polimerización completa.** El poscurado a 100 Grados centígrados minimiza la cantidad de monómero residual. Poscurado: La velocidad de polimerización disminuye finalmente debido a que el sistema es demasiado viscoso para permitir una fácil difusión del monómero libre a los radicales activos de la mezcla. El poscurado se realiza para aumentar la difusión del monómero a los sitios de los radicales y se logra elevando la temperatura de la masa curada inmediatamente por debajo del punto de ebullición del monómero.

-no durante varias horas.

2. **Resina Fluida.** (curado en frío). Las ventajas de este proceso incluyen un curado más rápido, una construcción más simple del molde y un demoldado más fácil. Aunque el proceso es menos costoso requiere más atención por parte del operador.

a) **Preparación del Molde.** Se funde gel de agar agar duplicado y se vierte sobre el patrón de cera terminado y el modelo. Se retira este último, y se limpia perfectamente la cera y los dientes y se los nubica en el molde. Se coloca un bebedero en el molde y se llenan tanto el molde como los dientes.



Pasos para la construcción de una prótesis por el método de la colada.  
a.- Se coloca en la muela el modelo encerado.  
b.- Se llena con agar-agar líquido.  
c.- Se retira el modelo encerado.  
d.- Se reemplazan el modelo y los dientes.  
e.- Se cura en resina acrílica con un movimiento de balanceo para eliminar las burbujas.

b) **Colada.** Se mezclan el polvo y el líquido en una relación aproximada de 2:1 y se cura la mezcla al interior del molde a través de uno de los bebederos hasta que sebordea. Un balanceo suave del molde eliminará las burbujas de aire.

c) **Ajuste de la presión.** Se aplica presión sin calentamiento. Se coloca el molde en un recipiente a presión a 30 psi durante 20 minutos. Las presiones por debajo de 16 psi traen como resultado porosidades; aquellas que superan los 40 psi son innecesariamente peligrosas.

d) **demoldado.** La prótesis curada se separa fácilmente del Gel. Todo que se conforma sobre el modelo, en oclusión, puede controlarse inmediatamente sobre el articulador. El retiro de los bebederos y el pulido son el único trabajo necesario.

### E. Propiedades

1.- **Resistencia traccional y resistencia flexural.** Generalmente estos valores son similares ya que las barras flexionadas fallan a la tracción. La mayoría de las tensiones que se ejercen sobre las prótesis son flexurales. El acrílico del tipo "para oclusión" tiene una resistencia traccional ligeramente más alta que, no presenta una resistencia flexural algo más baja. Esta anomalía se debe al efecto plastificante del monómero 73



-residual, que es más alta en las resinas del tipo "para colar".

2. Resistencia al impacto. Esto es un factor importante para disminuir el efecto de la fatiga en las prótesis viejas.

3. Sorción acuosa. Una alta captación de agua en equilibrio puede ablandar una prótesis.

4. Temperatura de transición vítrea ( $T_g$ ) Temperatura de ablandamiento. La  $T_g$  debe estar bien por encima de los 37 grados centígrados. Los polímeros por encima de su  $T_g$  pierden resistencia y rigidez. Los acrílicos del tipo "para colar" tienen una  $T_g$  mecánica mucho más baja que los termoendurecidos, posiblemente debido a que el monómero residual actúa como plastificante.

5. Módulo de Young. Una prótesis debe ser lo suficientemente rígida como para permitir una masticación eficiente, pero un módulo demasiado alto puede traer como resultado una fractura por fisibilidad debido a una mala oclusión accidental o una caída de la prótesis sobre una superficie dura.

## F. Polímeros menos comunes

1. Nylon. El nylon se moldea por inyección para la construcción de prótesis parciales. Es más tenaz que el acrílico, pero la alta sorción acuosa trae como resultado un ablandamiento durante el uso. El nylon cambia de color con el tiempo.

2. Resina Epóxica. Para prótesis parciales y totales se emplea una técnica de colada. Su principal ventaja es la tenacidad. No obstante produce cierta sensibilidad tisular y una gran contracción de polimerización, y tiene tendencia a modificar su color durante el curado.

3. Policarbonato. Este polímero se moldea por inyección para prótesis totales y parciales, es muy tenaz pero difícil de inyectar en moldes de yeso, y se adhiere poco a los dientes de acrílico.

## G. Efectos Biológicos.

La toxicidad de todas las bases protéticas bien curadas es sumamente baja. Se ha demostrado que las reacciones a las bases de las prótesis son de carácter Alérgico o Micótico. El técnico es quien corre más riesgo en el uso de los materiales para base de prótesis. Tanto el Metacrilato de metilo como la resina epóxica y el estirano son dañinos para el sistema respiratorio y para la piel. Todo contacto físico con masa no curada y resinas debe evitarse. Las aminas empleadas como agentes de curado para los compuestos epóxicos y las que se usan en los sistemas de curado en frío pueden producir sensibilización que trae como resultado enrojecimiento o fultas respiratorias en los casos más graves. Antes de colocar las bases de las prótesis en la boca debe asegurarse su curado.

## H. Productos Comerciales.

Quiero explicar al amable lector, que en este pequeño inciso debemos de tener en cuenta que, al profesionalista es de suma importancia el tener a la mano una pequeña guía de los materiales que se encuentran actualmente en el mercado; y que en un momento dado pueda ser utilizado este pequeño trabajo como un libro de consulta o "index" de productos y materiales dentales, con los cuales el Odontólogo tiene que ver estando en su práctica diaria. Por lo tanto me he permitido mencionar algunos productos comerciales.

Se dispone de muchos cientos de acrílicos para base de dentaduras y de prótesis conversionales en general. Una buena norma a seguir en el uso de estos será el evitar que el Polímero (Polvo) sea le grano grande. Y que los monómeros (líquido) tengan un aspecto turbio o se presenten ya una contracción

**El Lucitone.-** Es un producto que se encuentra en los estados Unidos de Norteamérica.

**El Siellan y el K-20** Se encuentran en Europa. El K-20 Es notable por su rápido curado y su baja porosidad. Los produce el laboratorio: *Amalgumated Dental Company*, London, W 1 A D, U.K.

**El Lucitone 199 y el Impact** Son acrílicos para base de prótesis de alto impacto que contienen algo de caucho. El Lucitone 199 Lo fabrica la casa *L.D. Caulh, Milford, Delaware 19963*. El Impact lo produce la casa *Karr Manufacturing company, Romulus Michigan 48174*.

**El Luxene (Prosopack)** Es una base para prótesis pregelificada de polímero acrílico Vinílico. Y lo produce la casa comercial *Neomedica, Inc., Chicago, Illinois 60632*.

**El Pronto y el Pour-it** Son ejemplos de materiales activados químicamente para base. Ambos se suministran como polvo y líquido, y contienen los componentes de la resina con una mezcla especial. También se dispone de muchas otras resinas del tipo para "colar".

### Materiales de restauración Poliméricos

#### A. Aplicaciones en Odontología.

Restauración de dientes cariados, incisivos fracturados, cavidades por erosión y dientes muy pigmentados.

#### B. Composición.

1. Tipos. Hay dos tipos principales de materiales de restauración poliméricos
- 1.- Las resinas Acrílicas.
- 2.- Materiales de restauración a base de resinas combinadas.

Los primeros tienen la misma química de las resinas acrílicas de curado en frío descritos en la sección referente a los polímeros para base de prótesis. La diferencia química entre los acrílicos para obturación y las resinas combinadas yace en los monómeros que se polimerizan. Los acrílicos se basan en metacrilato de metilo, y la mayoría de las resinas combinadas lo hacen en dimetacrilatos aromáticos. El mecanismo de curado es básicamente el mismo para que ambas polimericen

a) **Peso Molecular.** Cuanto más alto es el peso molecular del dimetacrilato aromático más baja es la contracción de polimerización, la toxicidad, la volatilidad y la acción ácida. Dado que el monómero tiene dos grupos funcionales se forman estructuras de cadenas cruzadas de mayor dureza y tenacidad.

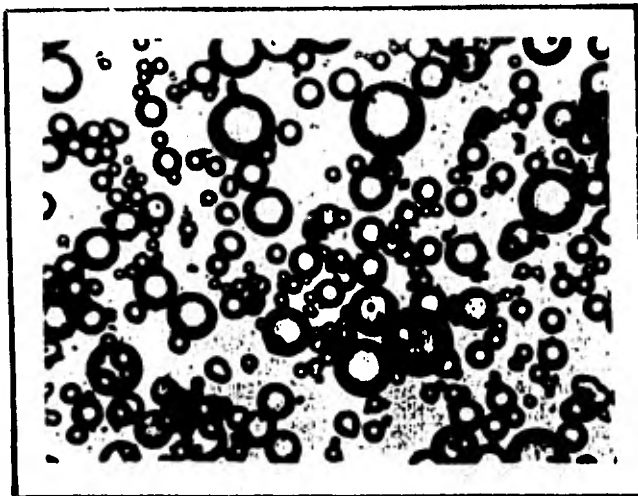
b) **Viscosidad.** Los grupos oxihidrido del monómero aromático son responsables de su alta viscosidad. El monómero puede fluidificarse con metacrilato de metilo o un dimetacrilato alifático (dimetacrilato de etilenglicol). Los monómeros sin grupos oxihidrido son considerablemente menos viscosos pero tienden a cristalizar a bajas temperaturas.

c) *Diacrilato de uretano.* Este monómero se ha empleado recientemente en resinas combinadas dentales. Es un diacrilato alifático empleado en conjunción con un dimetacrilato aromático para dar una resina combinada más fluida comparable en resistencia a aquellas que se basan en dimetacrilatos aromáticos exclusivamente.

## 2. Sistemas disponibles

a) *Acrílicos para obturación directa.* Se suministran como un sistema de polvo y de líquido.

1.- *Polvo.* En un molino a bolas se muelen perlas de polimetacrilato de metilo de peso molecular  $1 \times 10^6$  para dar un polvo fino de 20 a 100  $\mu$  de tamaño de partícula. Está presente el catalizador de peróxido de benzilo.



Perlas de polvo de acrílico, X 150.

2.- *Líquido.* Es metacrilato de metilo con un activador, ya sea una amina aromática o una mezcla de un mercaptano de cadena larga y un ácido metacrílico. Algunos productos también incluyen un agente de cadenas cruzadas (por ejemplo, el dimetacrilato de etilenglicol).

b) *Materiales para obturación de resinas combinadas.* Los sistemas disponibles son:

1.- *Dos pastas.* Una contiene el catalizador y la otra el activador. Estas son fáciles de mezclar. (por ejemplo, el *Adaptic*).

2.- *Sistema de pasta y líquido.* Son más difíciles de mezclar.

3.- *Sistema de polvo y líquido.* El líquido contiene monómeros y un activador; el polvo contiene el catalizador y un relleno.

4.- *Encapsulado.* La capsula contiene un líquido con los monómeros, el activador, y el catalizador y un polvo formado por el relleno y el peróxido de benzilo.

5.- *Curado con luz.* Hay sistemas sensibilizados con luz ultravioleta y a la luz visible (azul) que se presentan en forma de una pasta única.

c) *Componentes de un sistema de resinas combinadas.*

1. *Monómero.* El monómero es un dimetacrilato aromático, es decir (BIS-GMA) y/o diacrilato de uretano, que son difuncionales y de esta manera producen cadenas 76

-cruzadas dando una matriz de polímero insoluble.

2.- **Repleno.** El relleno (por ejemplo, Cuarzo, Bor silicatos, vidrios de bario cada uno de ellos se forma con o de un polvo con tamaño de partícula entre  $5, 100$  o filamentos de vidrio "A"). reduce la expansión térmica, la contracción de polimerización y la absorción acuosa, aumenta el módulo de Young y la dureza superficial.

3.- **Tratamiento Superficial.** El relleno puede ser tratado con un *Vinilsilano* que actúa como estabón entre el relleno inorgánico y la matriz de polímero (orgánico). mejora la resistencia traccional y compresiva y la resistencia a la abrasión.

4.- **Diluyente.** Se agrega un monómero no viscoso (es decir Metacrilato de metilo o un dimetacrilato alifático) capaz de polimerizar por adición, para reducir la viscosidad del dimetacrilato aromático, permitiendo una mejor incorporación del relleno.

5.- **Catalizador.** Para iniciar la polimerización, un peróxido orgánico (por ejemplo, peróxido de benzilo) produce radicales. Como alternativa para los sistemas curados con luz ultravioleta, se emplea un activador (por ejemplo, Benzofenona o un éter aromático). Con los sistemas que emplean luz visible se usan activadores de dicetona (por ejemplo Fotofil).

6.- **Acelerador.** Es una amina aromática terciaria o un compuesto similar que reduce únicamente la vida media del peróxido orgánico a temperatura bucal.

7.- **Inhibidores.** Las quinonas (por ejemplo la Nitroquinona) aumentan la vida útil impidiendo la polimerización espontánea.

8.- **ácido metacrílico.** Este compuesto aumenta la velocidad inicial de polimerización, pero su concentración se mantiene baja debido a que la resistencia húmeda es pobre cuando ella aumenta.

9.- **Sílica Coloidal.** Se agrega como ácido Silícico Pirrolítico, como refuerzo, y elimina la necesidad de las partículas de relleno carbónico más grandes. Como en el sistema de Sílica Coloidal y copolímero de BIS-GMA, que contiene ácido Silícico (25 a 40%) con un tamaño de partículas de  $0,04$  y una resina pulverizada como relleno. El pulido es más fácil que con las otras resinas con refuerzo, pero el coeficiente de variación térmica es mayor. Se mezclan longitudes iguales de pasta y de catalizador. Entre las marcas comerciales que podemos encontrar en este tipo de producto está el *Isopast*.

## C. Manipulación

1.- **Insertión** La inserción de las resinas combinadas requiere ciertas precauciones:

a) **Aislación.** El aire y la humedad inhiben la polimerización por adición de los metacrilatos. La cavidad debe mantenerse seca. Una matriz aísla la resina que está alrededor del aire y de la respiración del paciente. Siempre que sea posible debe emplearse goma y dique.

b) **Contracción.** A pesar del más alto peso molecular del monómero de las resinas combinadas, se contraen al polimerizar. Debe aplicarse presión a la resina que está curando para reducir la contracción desde sus puntas.

c) **Pulido.** Dado que la superficie de la resina consta de materiales blandos y duros a la vez, es difícil de pulir. La mejor superficie es la que deja la matriz sin retocar. Debe evitarse un exceso prusero alrededor de la cavidad. Los conformadores y las matrices evitan la necesidad de retocar la resina curada. El mejor acabado lo da una matriz combinada cuyo relleno es un polvo muy fino. Si es necesario algún acabado, la superficie más lisa la proveen los discos de carburo de silicio.

d) **Aislación de la cavidad.** Los materiales a base de resinas combinadas son potencialmente irritantes para la pulpa dental. Se recomienda hacer una protección a las cavidades más profundas y sellar a las poco profundas con un barniz cavitario. Hay que evitar los compuestos de Eugenol.

## 2. Resinas combinadas con ácido como grabador.

Puede lograrse una buena unión mecánica de un material a base de resinas combinadas al esmalte si éste se graba primero con una solución de ácido fosfórico al 50% durante 30 segundos. El esmalte grabado es más retentivo y se extienden prolongaciones de resina al interior de su superficie. Debe tenerse cuidado de grabar y secar la cavidad antes de colocar la resina combinada. Esta técnica es particularmente útil en la restauración de cavidades por erosión y de bordes incisales. Pueden aplicarse selladores al esmalte grabado alrededor de los márgenes antes de colocar la resina combinada, en algunas técnicas. También pueden utilizarse glassoneros (resina sin relleno) sobre una restauración de resina combinada, después del acabado, para lograr una superficie más lisa.

## D) Propiedades

1. **Resistencia.** Los estudios clínicos muestran que las resinas combinadas son lo suficientemente resistentes para las aplicaciones enumeradas. Pueden saltarse las restauraciones de los bordes incisales muy agudos. La resistencia en los bordes es demasiado baja como para hacer restauraciones posteriores. Esto puede deberse a prismas de esmalte sin soporte.

2. **Resistencia a la abrasión.** La susceptibilidad a la abrasión es inherente al sistema con un relleno abrasivo y duro en una matriz plástica y blanda. La abrasión impide el uso de las resinas combinadas en las restauraciones de clase II y da una longevidad limitada a las de los bordes incisales.

## E) Efectos biológicos.

En las caries profundas es difícil establecer una diferencia entre el daño pulpar debido a la penetración cavitaria y aquel causado por el material de obturación. El metaacrilato de metilo irrita la pulpa y se difunde a través de los conductillos dentinarios mucho más rápidamente que las grandes moléculas de BIS-GMA. El BIS-GMA es un potencial irritante como lo son las urinas y otros aditivos empleados en las resinas combinadas. Es necesario un buen protector en las cavidades profundas y debe usarse un barniz en las superficies.

## F) Productos comerciales.

**El Sevriton** es un acrílico de obturación directa en forma de polvo y líquido, empleado principalmente en restauraciones de coronas y de puentes temporarios. Este producto es fabricado por la Amalgamated Dental Company, London, W14 2PD, U.K.

**El Concise** y **el Adaptic** son otros materiales de restauración a base de resinas combinadas que se presentan en dos pastas que contienen BIS-GMA con un relleno de cuarzo. Estos productos son fabricados por: Concise Company, St. Paul, Minnesota 55101. Adaptic por Johnson and Johnson, New Brunswick, New Jersey 07903.

**El Corvic.** Es un sistema de dos pastas basado en un acrílico de Ureterano con algo de BIS / GMA. El relleno es un vidrio de alúmina silicato nátopico. Producido por la Amalgamated Dental Company, London, W14 2PD, U.K.

**El Fotofil.** Es una resina combinada que cura por acción de la luz, y el Nuva Fil es un sistema que polimeriza por acción de la luz ultravioleta. El primero (Fotofil) lo fabrica Johnson and Johnson, al segundo L. D. Caulk Co., Milford, Delaware 19963

**El Isosite.** Es un copolímero de BIS-GMA con sílice coloidal. Lo produce la compañía: Vivadent, Liechtenstein; and Williams gold Co., Buffalo New York 14214. El Isopast y el Isocap y el Isolux son las formas en que se comercializa este producto.

## SELLADORES DE PUNTAS Y FISURAS

### A. Aplicaciones en Odontología.

Sellado profiláctico de puntos y fisuras en molares recientemente erupcionados. También como aplicación técnica de flúoruro.

### B) Composición.

Pueden hacerse dos grandes divisiones:

1. Selladores de puntos y fisuras. Estos se basan en dimetacrilatos aromáticos con los que se emplean en los materiales de obturación a base de resinas combinadas.

2. Agentes fluorurantes. Se basan en Ureteros hidrófilos. Contienen fluoruros capaces de ser extraídos IN SITU.

Los selladores de puntos y fisuras se venden en aviles combinados por:

1. acondicionadores del Esmalte. Es un grabador ácido, es decir una solución al 30% de ácido Fosfórico o de ácido Clórico. Puede proveerse un agente secador combinado con un agente de unión. (por ejemplo., Acetonas y Vinylsilano)

#### 2. Sistemas de resinas

a) Resina cuya polimerización es iniciada por luz ultravioleta. Se suministra en forma de dos líquidos:

- I. Líquido A. Resina BIS-GMA en solvente de metacrilato de metilo.
- II. Líquido B. Activador ultravioleta (Eter de metílico de la Benzina) en metacrilato de metilo.

Se agrega una gota de la solución B a un mililitro de la solución A. La mezcla se polimeriza cuando es expuesta a la luz ultravioleta. Puede mantenerse una mezcla de A y B a temperatura ambiente durante aproximadamente dos días.

b) Resinas polimerizadas Químicamente. También se presentan en sistemas de dos líquidos.

- I. Líquido A. Resina BIS-GMA diluida con dimetacrilato de Glicol y catalizador de peróxido de Benzilo.
- II. Líquido B Resina BIS-GMA en un diluyente de metacrilato de Glicol con activador de unina aromática. Los dos líquidos se mezclan sobre el diente preparado. Esta aplicación se basa en la difusión del líquido A en el líquido B en las fisuras profundas.

### C. Aplicaciones Clínicas.

La protección de un molar de los agentes cariogénicos requiere una firme unión entre el esmalte y el sellador. Esta se logra primero el esmalte con un ácido grabador fuerte (por ejemplo., ácido fosfórico al 30%). El grabado permite una mejor retención de la masa del sellador y permite la penetración del sellador en la superficie grabada para formar "prolongaciones Poliméricas" (Cuando la superficie del esmalte ha sido no es grabada por un ácido, el grabado no es uniforme; quedan algunos orificios profundos con una distribución regular que se corresponden con los prismas del esmalte. Cuando la resina se polimeriza sobre la superficie sellada estos orificios, que tienen una profundidad promedio de 20 um. Estas pequeñas penetraciones de pulsera se denominan "prolongaciones"). (que dan al esmalte mayor resistencia al ácido una vez que se

se abruñó la mayor parte de la masa del sellador. El sellado con éxito de puntos y fisuras depende de:

1. El grado del esmalte.
2. Una superficie seca antes de la aplicación. La humedad impide el flujo del sellador hacia la superficie del esmalte grabado y hacia el interior de la base de las fisuras.
3. Suficiente tiempo de polimerización cuando se emplea como activador la luz ultravioleta.
4. La cantidad adecuada de la resina. Las capas delgadas se mantienen pegajosas porque la polimerización es inhibida por el aire.

#### D. Resultados de los estudios clínicos.

1.- Los selladores para puntos y fisuras que se emplean con grabado ácido son lentivos, pero los sistemas que no usan el grabado no lo son. Los sistemas ultravioletas son superiores a otros porque permiten más tiempo de trabajo al profesional. También se ha demostrado que son más durables. No obstante su uso lleva más tiempo.

2.- Los productos fluorados tienen muy poca durabilidad, y no se ha demostrado que el efecto benéfico del fluoruro liberado antes de la pérdida del sellador sea clínicamente significativo.

3.- Todos los selladores de puntos y fisuras se consideran aún como temporarios, y deben ser utilizados sabiendo que se perderá parte del sellador. Puede necesitarse una reaplicación para asegurar los máximos beneficios.

#### E. Efectos Biológicos.

1. Grabador. El ácido Fosfórico ataca los tejidos blandos de la boca. Hay que tener cuidado durante el grabado y proteger los ojos del paciente.

2.- Sistema de resina. Evitar el contacto con las manos y la mucosa ya que potencialmente puede ser irritante para la piel.

Luz Ultravioleta. Se ha hallado que algunas lámparas tienen una fuga de radiación ultravioleta. Esta puede quemar la piel y los ojos tanto del paciente como del profesional.

#### F. Productos comerciales.

El Nuva-Seal constituye un ejemplo de un sellador para puntos y fisuras activado por luz ultravioleta. Este producto está hecho por la casa comercial: L.D. Caulk Company, Milford, Delaware 19963.

El Deltan Es un sistema activado por aminas. Está fabricado por la compañía Johnson and Johnson Co, Dental Products Div., East Windsor, New Jersey 08520.

El Epoxylite 9075 Es un sistema activado por aminas. Fabricado por Lee Pharmaceuticals, South el Monte, California 91733.

El Elmax Protector y el Epoxylite 9070 son selladores fluorados. El Elmax lo fabrica la casa S.S. White Division, Pennwalt Corporation, King of Prussia, Pa. 19406.

## RESINAS ACRILICAS Y CRILICAS

### A. Polimetacrilato de Etilo

1.- **Aplicaciones en Odontología.** El polimetacrilato de etilo gelifica más fácilmente que el polimetacrilato de metilo del mismo peso molecular, de 40,000. Se lo emplea como base para los acondicionadores de tejidos y los materiales para impresión funcionales, resinas para coronas y puentes temporarios, rellenos blandos para prótesis y material para cubetas individuales y sellado periférico.

#### 2.- Acondicionador de tejido y material para impresiones funcionales.

a) **Composición.** El polvo consta de polimetacrilato de etilo con tamaño de partícula de menos de 40µ. El líquido debe tener más de un 90% de plastificante (por ejemplo, glicolato de butil, statil butilo), siendo el resto alcohol etílico. Al mezclar el polvo y el líquido se produce un gel resistente en 5 a 10 minutos. Los gels se adhieren a la prótesis y se mantienen resistentes varios meses permitiendo que el tejido inflamado que está por debajo de la prótesis vuelva a la normalidad.

3.- **Sellador periférico y material para cubetas de fraguado rápido.** Este provee un sistema de curado en frío con poca irritación gingival.

a) **Composición.** El polvo contiene polimetacrilato de etilo con tamaño de partícula de menos de 63 µ, con catalizador de peróxido de benzilo. El líquido es casi todo metacrilato de butilo con 1 a 2% de activador de dimetil-p-toluidina.

El polvo y el líquido forman una mezcla poco pegajosa y pastosa. Esta masa es más fácil de manipular que la cera cuando se está construyendo la periferia de las cubetas y es lo suficientemente blanda como para ser utilizada en la boca para producir cubetas individuales in situ.

#### 4.- Restauraciones de coronas y puentes temporarios.

a) **Composición.** El polvo contiene polimetacrilato de etilo con un tamaño de partícula inferior a los 63 µ con dióxido de Titanio como relleno y peróxido de benzilo como catalizador. El líquido es una mezcla de metacrilatos de butilo y etilo con dimetil-p-toluidina.

Una vez mezclados, el polvo y el líquido forman una masa blanda que endurece en aproximadamente 5 minutos. El sistema puede emplearse en contacto con la encía dura que, a diferencia de los acrílicos de curado en frío convencionales, no provoca inflamación ni desprendimientos.

#### 5.- Materiales blandos para rebasado. Estos son sistemas termocurados.

a) **Composición.** El polvo contiene una mezcla de polimetacrilato de metilo y polimetacrilato de etilo con peróxido de benzilo. El líquido es plastificante que contiene metacrilato de metilo, con dimetacrilato de etilenglicol como agente para producir cadenas cruzadas. La principal ventaja de los materiales blandos para rebasado con base de acrílico es su bajo precio cuando se los compra, y cuando se los compara con los que están hechos a base de siliconas. No obstante los materiales de rebasado blandos se endurecen a medida que el plastificante se pierde por difusión.

#### 6.- Productos comerciales disponibles.

a) **Acondicionadores de tejidos y materiales para impresiones funcionales.** El Vincogel y el Hylocast. El primero fabricado por Dental Company London W1A 2DN, K. El segundo fabricado por: Ray See Dental Mfg. Inc., Kansas City, Mo.

b) **Sellador periférico y material para cubetas de curado rápido.** están las marcas De Trays Peripheral Seal hecho por: Dental Company, London W1A 2DN, K. También está el Rinseal, por: Harry J. Rossmore Co., Chicago Illinois 60605



c) *Restauraciones temporarias de coronas y puentes.* Tomar los productos comerciales: Cobrit, por: Allied Laboratories Ltd., P.O. Box 90, London, E26 2F, U.K. También pueden nombrar al Trim, por: Harry J. Bosworth Co., Chicago Illinois 60605.

d) *Materiales blandos para rebasado de prótesis.* Podemos mencionar a manera de ejemplo de este material al Con Super Soft, por: Con Laboratories Chicago, Illinois 60638.

## B. Adhesión directa para brackets para ortodoncia.

1. *Aplicaciones en Odontología.* La unión de brackets y botones de ortodoncia directamente sobre la superficie del esmalte dentinario sin el uso de las bandas. Los brackets son generalmente de policarbonato porque es más tenaz, es mojado por las resinas y puede ser aplicado por inyección.

2. *Composición.* Se emplean tres tipos principales de sistemas de unión, que difieren solamente en sus métodos de curado. Ninguno de los sistemas se une físicamente al esmalte. Este es grabado para permitir la traba mecánica, y la viscosidad de los monómeros se mantiene tan baja como sea posible para mejorar el mojado y la penetración de la superficie de esmalte grabada.

a) *Sistemas curados con Peróxido de Benzilo-Urina.* Estos se asemejan a los acrílicos para obturación directa. Constan de un polvo fino de polimetacrilato de metilo y un líquido que contiene metacrilato de metilo y una amina.

b) *Sistemas activados con luz ultravioleta.* Estos son idénticos a los selladores para juntas y fisuras activados con luz ultravioleta.

c) *Sistemas iniciados con tributil borano.* Estos sistemas tienen tres constituyentes.

1. *Monómero.* Metacrilato de metilo.

2. *Polvo.* Polimetacrilato de metilo, que está presente como espesador para reducir la contracción de polimerización.

3. *Catalizador.* Es un derivado del tributil borano. El catalizador es sensible a la humedad y está presente en una cápsula en la parte superior del frasco del monómero de Tml. Antes de ser usado se rompe la cápsula y se mezcla el monómero y el catalizador. Esta mezcla se recoge con un pincel y se sumerge en el polvo; la masa híbrida se transfiere entonces a la superficie grabada del diente. Cuando la mezcla está pegajosa se ubica el bracket para ortodoncia.

3. *Propiedades.* Cada técnica tiene fallas impredecibles. Eso es un problema inherente de los sistemas que se basan en las uniones adhesivas. La variabilidad del operador constituye un factor importante.

a) *Grabado.* Todas las técnicas requieren el grabado de la superficie del esmalte con un ácido fuerte (es decir, una solución de ácido fosfórico al 37% durante 30 segundos), y el tratamiento del esmalte con una solución de un derivado de Silano en acetona. Esto mejora el mojado del esmalte por parte del monómero y puede producir cierta unión física.

b) *Humedad y aire.* Tanto el sistema curado con peróxido de benzilo-urina y el que emplea luz ultravioleta son afectados por el aire y el agua, de manera que el esmalte debe estar perfectamente seco. El sistema con tributil-borano requiere una pequeña cantidad de la humedad para iniciar la polimerización.

c) **Tiempo de trabajo.** El tiempo de trabajo del sistema Peróxido de benzilo-amina es adecuado para la mayoría de los propósitos. Una ventaja del sistema que cura con luz ultravioleta es que el monómero no necesita ser activado hasta que el operador está listo.

El sistema con tributil-borano, no obstante requiere una rápida técnica ya que el líquido es desactivado por el aire a los 15 minutos. También el monómero es sumamente volátil.

d) **Unión.** El sistema de peróxido de benzilo-amina y el del tributil borano se fijan al metal perforado o plástico. El sistema curado por luz ultravioleta requiere siempre que sea posible un elemento de fijación transilúcido para permitir el máximo de polimerización.

4. **Efectos biológicos.** Los efectos biológicos son idénticos a los de los selladores de fisuras y de rientos en el esmalte. Por lo tanto debe de protegerse al profesional como al paciente del contacto con cualquiera de los líquidos, y si se emplea luz ultravioleta hay que emplear pistolas apobuladas por la F.D.A.

5. **Productos comerciales.** El Nuvatach es un material para adhesión directa curado con luz ultravioleta. Está fabricado por: D. Caulk, Milford, Delaware 19963. El Orthomite es un adhesivo de unión directa curado con el sistema de tributilborano. Está fabricado por la casa: Rocky Mountain Dental products Co, Denver, Colorado 80217

## RESUMEN.

Podemos decir que la función del activador en los sistemas de resinas de curado en frío sería la de combinarse con el catalizador para iniciar la reacción de polimerización. Así también como las resinas fluídas se curan bajo presión por la razón de que de esa manera se reduce la porosidad de la resina en general. Existen factores que disminuyen la resistencia de la base curada de la prótesis como podría ser un alto contenido de plastificante en las perlas de polímero.

Hay un factor que hace que un material de restauración polimérico sea susceptible de filtración marginal, este factor sin duda es un monómero de bajo peso molecular. Debemos tomar en cuenta que cuando estemos restaurando una cavidad con resinas para restauración directa no deberos de sobreobturarla para luego rebajarla hasta los límites de la cavidad, puesto que esto traerá como consecuencia un mal desempeño clínico de la resina dentro de su cavidad y por lo tanto dentro de la cavidad oral.

## 8.- MATERIALES PARA PROTECTORES BUCALES.

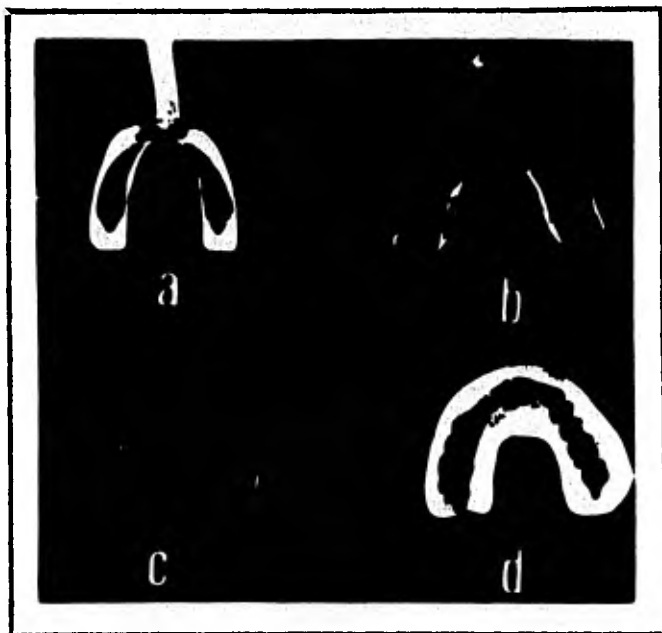
### A. Aplicaciones en la Odontología.

- 1.- Protección de los dientes y sus tejidos orales asociados a las estructuras maxilares de soporte y articulación temporomandibular, y la cabeza y el cuello contra los cambios de presión intracraneal y la deformación ósea, así como el tallo encefálico contra tensiones de corte, en todos los deportes de contacto (es decir Fútbol americano) (rugby) (hockey sobre hielo) (fútbol soccer).
- 2.- Como elemento terapéutico dental en forma de almohadillas oclusales contra el bruxismo y apretamiento.
- 3.- Como cubetas individuales para llevar y adaptar geles de flúor a los dientes.
- 4.- Como protección de los dientes durante anestesia endotraqueal, broncoscopia, tonsilectomía y tratamiento de shock.
- 5.- Agente hemostático y férula periodontal temporaria.
- 6.- Medio portador de semillas de Radón en el tratamiento de carcinomas orales.

### B. TIPOS

- 1.- Hechos a medida. Se fabrican ya sea a partir de una lámina termoplástica o una resina de polvo y líquido sobre un modelo de yeso piedra que es réplica de los dientes del usuario. Son adaptadas por un Odontólogo.
- 2.- Conformados en boca. Son cáscaras termoplásticas prefabricadas o cáscaras con un relleno de resina. Se adaptan en la boca según la necesidad.
- 3.- Comerciales. Prefabricados listos para insertar sobre los dientes.
- 4.- Conformados por el usuario. Son moldeados en la boca por el usuario según la necesidad.

Ejemplos de cuatro tipos distintos de protectores bucales:  
A) Comercial.  
B) Conformado en boca.  
C) Individual.  
D) Conformado por el usuario.



La figura anterior muestra un ejemplo de cada tipo. Las variaciones en los productos incluyen tiras para el casco, tiras para la nuca, recubrimientos dentales, fluro-ruros, protectores bucales; también hay protección para el arco o para los dos y del sector anterior o la protección de todo el arco.

### C. Composición

1.- **Polímeros.** Los protectores bucales se hacen con materiales poliméricos naturales o sintéticos de alto peso molecular que pueden clasificarse de acuerdo con su conducta térmica como termorígidos. Estructuralmente los polímeros termoplásticos son de tipo lineal o ramificado, mientras que los termorígidos poseen estructuras reticulares. Los seis polímeros de que se componen los protectores bucales son:

- 1.- Copolímero de poliacetato de vinilo y polietileno.
- 2.- Policloruro de vinilo.
- 3.- Caucho natural.
- 4.- Acrílico blando.
- 5.- Poliuretano.
- 6.- Silicona.

El más frecuentemente utilizado es el copolímero de poliacetato de vinilo y polietileno. Estos polímeros son todos termoplásticos exceptuando el caucho natural y la silicona, que son termorígidos.

2.- **Aditivos.** Se agrega una cantidad de sustancias para modificar las propiedades y procesabilidad de un polímero.

- a) **Antioxidantes y Estabilizadores.** Inhiben la oxidación inducida por la luz, el calor y la degradación del polímero.
- b) **Retardantes.** Aumentan la resistencia y reducen el costo de los polímeros.
- c) **Plastificantes.** Mejoran la flexibilidad, la posibilidad de trabajo y la extensibilidad.
- d) **Lubrificantes.** Mejoran la procesabilidad y el aspecto de los conjuntos de polímero.
- e) **Colorantes.** Imparten color al artículo terminado.
- f) **Agentes saponíferos.** Agregan sabor a los polímeros que se van a usar en la boca.

Generalmente no se van a encontrar todos estos aditivos en un solo material para protectores bucales.

### D. Fabricación

1.- **Polimerización.** Excepción hecha de la goma natural, que se obtiene de los árboles en forma de látex, los polímeros utilizados en los protectores bucales se sintetizan a partir de moléculas orgánicas de bajo peso molecular por el proceso de polimerización. Como ya sabemos la polimerización es la unión química de muchas unidades de monómero para formar grandes macromoléculas en forma de cadenas.

2.- **Formulación.** El polímero resultante se formula mezclándolo con cierta combinación de aditivos. La materia prima terminada se presenta en forma de lámina, gránulos, trozos, perlas, o como dos componentes separados (generalmente Polvo y Líquido).

### E. Proceso

1.- **Polímeros termoplásticos.**

a) **Conformación al vacío.** Las láminas termoplásticas pueden ser ablandadas por aplicación de calor, deformadas bajo vacío mientras están blandas para adaptarlas a una reproducción en yeso piedra del arco dentario del paciente, y luego enfriadas por debajo del punto de ablandamiento para conservar la forma obtenida. El protector bucal se retira del modelo de yeso piedra y el exceso de material se reporta. Como el proceso puede repetirse indefinidamente, el material de desecho puede volverse a procesar.

Esta conducta técnica es consecuencia directa de la simple estructura lineal o ramificada de las moléculas de los polímeros termoplásticos. La conformación al vacío es empleada por los dentistas y laboratorios dentales para fabricar protectores bucales hechos a medida.

b) Otros métodos. Otros métodos para conformar los materiales para protectores bucales termoplásticos son la "conformación térmica y el moldeo por inyección". Los protectores comerciales y los conformados en la boca se hacen por moldeo por inyección. Algunas unidades conformadas en la boca también emplean acrílicos blandos termoplásticos como recubrimientos para adaptar la cubeta moldeada por inyección.

2.- Polímeros termorígidos. El uso de estos polímeros conlleva la iniciación de una reacción química que polimeriza un componente de bajo peso molecular en el material inicial o cruza las cadenas poliméricas lineales para formar una estructura reticular.

a) Moldeo por compresión. Los cauchos naturales generalmente se conforman por moldeo por compresión en el que la reacción de cadenas cruzadas se logra por aplicación de calor y presión hasta que se termina el curado. Después de éste, los materiales termorígidos no pueden ser vueltos a ablandar por el calor debido a su estructura reticular o de cadenas cruzadas, que resiste al flujo molecular. Por esta técnica de moldeo por compresión se hacen protectores bucales comerciales individuales.

b) Polímero a base de Siliconas y Catalizador. El más promisorio de los nuevos avances en protectores bucales es un elemento que puede ser conformado en la boca por el usuario para lograr una óptima adaptación y protección. Esto sugiere un material polimérico que es trabajable durante algún tiempo lo suficientemente prolongado como para ser moldeado directamente sobre los dientes y las estructuras de soporte, y que endurece ya sea por una reacción de polimerización o de entrecruzamiento de cadenas para producir propiedades físicas y mecánicas aceptables. La investigación se ha concentrado en la optimización del tiempo de fraguado y las propiedades mecánicas de un polímero con base de siliconas, variando las propiedades del catalizador, agente de cadenas cruzadas y de rellenos. Los ensayos clínicos empleando un material con base de siliconas vulcanizado a temperatura ambiente, han demostrado que tales protectores bucales son más aceptables para los pacientes debido a que son unatónicos u anatómicamente correctos en todas las bocas, son blandos y flexibles y proveen una adaptación óptima y sostenida. Como son más cómodos, y por lo tanto tienen más posibilidad de ser usados, ofrecen mejores propiedades protectoras para las aplicaciones que se asocian con las actividades de alto riesgo. Los protectores bucales conformados por el usuario están hechos de silicona.

## F. Propiedades

1.- Características físicas. Las propiedades de mayor importancia en un material para protectores bucales son el grado de protección que brinda y su durabilidad en uso. En la actualidad no hay normas o métodos de prueba estandarizados para los materiales para protectores bucales. Como indicación de la durabilidad se ha medido la resistencia traccional, la resistencia al desgarramiento, la elongación y el módulo compresivo.

La dureza, el rebote, la penetración, y la resiliencia dinámica han sido relacionados con el grado de protección que proveen. Los materiales utilizados en los protectores bucales comerciales presentan un amplio rango de valores de esas propiedades.

2.- Intervalo de temperaturas de ablandamiento. La facilidad en el proceso requiere que todos los materiales termoplásticos para protectores bucales se ablanden en forma suficientemente conveniente dentro de un rango de temperaturas. Esto es especialmente importante para los protectores comerciales que se conforman en boca, que se

colocan primero en agua hirviendo (100 grados centígrados) para ablandarlos, se les sumerge brevemente en agua a temperatura ambiente para enfriarlos ligeramente, y luego se les coloca en la boca y se los aprieta con suavidad bajo presión masticatoria para formar una impresión de las curvas oclusales de los dientes. Estos materiales deben deformarse en medida suficiente aproximadamente a 70 grados centígrados para conformar la impresión, y no obstante deben de ser lo suficientemente rígidos a 37 grados centígrados para brindar la protección y la durabilidad requerida. La fabricación de otros tipos de protectores bucales termostáticos se lleva a cabo a temperaturas lo suficientemente altas como para que el polímero presente flujo viscoso. Para la aplicación como materiales para protectores bucales, los polímeros deben tener una temperatura de transición vítrea (Tg) que esté cerca o por debajo de la temperatura bucal (37 grados centígrados) con el objeto de presentar el rango de propiedades adecuado. Cabe mencionar que la Tg es un factor bastante importante en este tipo de materiales.

3.- Prueba de compresión. Es útil para los materiales para protectores bucales ya que ellos están sujetos casi enteramente a cargas compresivas durante su uso. El conocimiento de las características de tensión-deformación compresivas de un material junto con los valores de la máxima fuerza de mordida que puede ejercer un individuo y el área de la superficie dentaria sobre la cual se distribuye la carga, permite la predicción del éxito o el fracaso del material durante su uso. Todos los materiales actuales para protectores bucales son suficientemente duraderos bajo cargas compresivas, siempre que la carga se distribuya sobre toda el área de la superficie de los dientes.

#### G. Efectos biológicos

Los protectores bucales se fabrican a partir de polímeros que son inherentemente inertes desde el punto de vista biológico. La adecuada polimerización durante la fabricación no debe dejar monómero residual potencialmente dañino. Existe la posibilidad de que los plastificantes, los rellenos, los aditivos y los vestigios de impurezas puedan filtrarse lentamente del material bajo la exposición a largo plazo a los líquidos orales. Hasta la fecha, no se ha informado de reacciones tóxicas adversas por el uso normal e intermitente de los protectores bucales.

#### H. Productos comerciales.

Los protectores bucales dentales se clasifican de acuerdo al método de fabricación y al grado en que se individualiza su adaptación. Se dispone de más de 50 protectores distintos conformados en boca y comerciales, presentados en forma individual. El material para los protectores conformados por el usuario se puede adquirir en forma de masilla y líquido, o en una combinación de masilla-masilla, y se presenta en unidades individuales. Los materiales para protectores individualizados se presentan en lóminas o en una combinación de polvo y líquido y se comercializa en unidades múltiples.

Pro-form. Copolímero de poliacetato de vinilo-etileno. Northstar Athletic Industries, Minneapolis, Minnesota 55420

D.P. Vanguard. Copolímero de poliacetato de vinilo-polietileno. Dental Perfection Co., Glendale, California 91203

Impak. Resina acrílica. Vernon-Benshoff Co., Albany, New York 12201

Sta-Guard. Copolímero de poliacetato de vinilo-polietileno. Stalite Inc., Hialeah, Florida 33013

Buffalo. Copolímero de poliacetato de vinilo-polietileno. Omnidental Corp., Brooklyn, New York 11207.

## RESUMEN.

En este capítulo podemos resumir puntos de interés como:

La dureza Rex A: es la dureza de un material indicada por su resistencia a la penetración por un indentador calibrado. La dureza Rex A se adapta particularmente a los polímeros gomosos, y es sumamente útil como indicación de la dureza relativa.

También debemos de conocer el término "moldeo por inyección" el cual se refiere a que es un proceso por el que el material polimérico ablandado por el calor es forzado de un cilindro hacia un molde relativamente frío.

También dentro de este capítulo es importante conocer el término "rebote" y que es una medición de la resiliencia al impacto para los polímeros viscoelásticos según lo define la norma ASTM D1054. Se deja caer un péndulo en caída libre desde una altura dada contra una probeta, que imparte parte de la energía a la misma, mientras que una porción de la energía es devuelta al péndulo haciendo que rebote. Cuando mayor es la absorción de la energía por parte de la probeta, más bajo es el rebote.

La "resiliencia mecánica" es la cantidad de energía necesaria para deformar un material hasta su límite proporcional como función del tiempo.

La temperatura de transición vítrea ( $T_g$ ) es la temperatura a la que el polímero pasa de ser una sustancia semejante al vidrio y se transforma en un material más flexible y viscoelástico.

Termoplástico es el término que se refiere a que un polímero del tipo lineal puede ser ablandado repetidamente por el calor: por ejemplo, Polietileno, Nylon, polimetacrilato de metilo.

Termorígido se puede considerar que ese polímero ha sufrido una reacción química que lo lleva a un estado de relativa infusibilidad y que tiene cadenas cruzadas: las resinas epóxicas, caucho, elastómero de siliconas.

Estamos escribiendo acerca de los protectores bucales, pero: ¿cual es el papel del Odontólogo dentro de este campo? A esta pregunta podemos contestar que el papel del Odontólogo en este campo es el de proveer elementos protectores adecuados, y para aconsejar y educar a los no informados sobre la importancia de la protección bucal. Podemos decir que hay muchos tipos de protectores bucales en el mercado de entre estos tenemos: Individuales, conformados en boca, Comerciales y conformados por el usuario. Si nos preguntásemos en un momento dado ¿cual es el más aconsejable para nuestro paciente? podríamos responder a esta pregunta que es sin duda el que el paciente sienta más cómodo pero que también sea el más conveniente por servir a las necesidades inmediatas de paciente en cuestión.

¿Que tipo de materiales se emplean en la confección de los protectores bucales? podríamos responder a esta pregunta que todos los protectores bucales están confeccionados por materiales poliméricos. La función desempeñada por los rellenos agregados a los materiales con que se confeccionan los protectores bucales son: aumentar la resistencia del protector bucal en cuestión así como reducir el costo de la formulación para la construcción de el material con que se va a fabricar el protector bucal.

Entre las principales diferencias de los materiales termoplásticos y termorígidos es que los termoplásticos pueden ser ablandados repetidamente por el calor, mientras que los termorígidos una vez endurecidos no pueden ser ablandados otra vez. También los métodos utilizados en el procesamiento de los polímeros termoplásticos y termorígidos varía los polímeros termoplásticos requieren calor para ablandarlos y conformarlos para obtener los productos terminados por ejemplo, conformación al vacío que es el método que emplea láminas ablandadas por el calor y adaptadas sobre un modelo por medio de vacío. Mientras que los termorígidos generalmente son curados por moldeo por compresión en el que se aplican calor y presión.

¿Porque es importante la (Tg) para su aplicación como protector bucal?  
Para presentar propiedades aceptables para la protección bucal el polímero debe estar por encima de su Tg. El comportamiento mecánico que se debe esperar de un polímero por debajo de su Tg debe ser de consistencia vítreo y frágil.

¿Que datos de las propiedades mecánicas predicen mejor la posibilidad de fracaso de un material para protectores bucales? ¿por que? Los datos de las pruebas compresivas, porque la mordida y el apretamiento de los dientes y las mandíbulas semejan a una carga compresiva.

¿Por que resultan adecuadas las pruebas de toxicidad de los materiales para protectores bucales a partir de que se fabrican de polímeros aparentemente inertes? Esto se hace por los efectos adversos potenciales de los plastificantes, rellenos, alitivos y vestigios de impurezas que podrían filtrarse del material bajo la frecuente exposición oral.



9.- ACONDICIONADORES DE TEJIDOS Y MATERIALES PARA RESTAURACIÓN DE PRÓTESIS.

1. Acondicionadores de tejidos

A. Aplicación en Odontología

Los acondicionadores de tejidos se usan para:

- 1.- El tratamiento de una mucosa irritada que soporta a una prótesis.
- 2.- El rebusado temporario de prótesis.
  - a) La estabilización inicial de prótesis inmediatas.
  - b) Después de la cirugía oral para estabilizar una prótesis vieja (por ejemplo la reducción de la tuberosidad).
- 3.- Material para impresión funcionales.

Los materiales para acondicionamiento de tejidos son blandos y temporarios.

Están formulados para que sean blandos y resilientes y para que fluyan fácilmente durante las primeras 72 horas. Cuando se les coloca en forma adecuada en la prótesis del paciente, distribuyen las fuerzas oclusales de manera más pareja a la mucosa que soporta la prótesis y permite que los tejidos vuelvan a un estado de más salud.

B. Composición.

- 1.- Polvo. Polimetacrilato de etilo.
- 2.- Líquido. Mezcla de éster aromático y alcohol etílico. Hasta un 30% como solvente.

Es representativa de estos materiales una relación polvo-líquido de 1,25 al.

1.0 Se forma un gel mezclando el polvo y el líquido. El acondicionador de tejidos endurece gradualmente al tiempo que se evapora el solvente volátil. El endurecimiento (pérdida de la resiliencia) es más predominante durante los primeros tres días después de la gelación.

C. Propiedades

1.- Dureza. Hay una relación directa entre la pérdida de peso debido a la evaporación del solvente y el endurecimiento de estos materiales. La dureza aumenta con la pérdida de peso

Tiempo después de mezclado (hora)	Dureza (unidades Shore A)	Pérdida de peso (%)
0.25	2-0	1-4,0
1	5-22	2,5-0,8
24	13-40	4,0-0,3

Dureza y pérdida de peso de acondicionadores de tejidos.

Los acondicionadores de tejidos son los más blandos de los materiales resilientes para rebusados.

2.- Pérdida de peso. La pérdida de peso total debido a la evaporación del solvente aumenta con el tiempo, como se aprecia en el cuadro anterior.

3.- Reproducción de detalles y estabilidad dimensional.

- a) Estabilidad dimensional: Error generalmente menor que el 2%
- b) Hay una excelente reproducción de detalles, no obstante, después de una hora el detalle superficial comienza a disminuir y pierde definición.

4.- Deformación en la compresión.

- a) Los acondicionadores de los tejidos se distorsionan fácilmente sobre una carga. Con una carga estándar de 300 gr/cm cuadrado aplicada 15 minutos después del fraguado inicial, la compresión del material oscilaba entre el 60 y el 83% de la longitud original de la probeta.
- b) La recuperación de la deformación es baja. La máxima recuperación se alcanza dentro de los 30 a 45 minutos después de haberlo liberado de la carga.

5.- Escurrecimiento. Estos materiales fluyen bajo su propio peso. Cuando no están sometidos a tensiones, las probetas cilíndricas que se dejan en un humidificador durante 24 horas tienden a achatare o a acortarse debido a su propio peso.

D. Manipulación.

Después de haber eliminado las retenciones y las zonas de presión dentro de las prótesis, se prepara el material acondicionador de tejidos, agregando el polvo al líquido y espatulándolo completamente. Después que el material ha comenzado a espesarse, pero que está lo suficientemente blando para cortar, se lo coloca en la prótesis del paciente y se le distribuye en forma pareja. Se vuelve a colocar la prótesis en la boca del paciente y se le dan instrucciones de que ocluya suavemente. La prótesis se retira de la boca después de 7 a 10 minutos, y el exceso de material se elimina con un cuchillo o con la hoja de un bisturí.

Cuando se lo emplea como acondicionador de tejidos, el recubrimiento se retira y se coloca una nueva capa en la prótesis del paciente cada tres días hasta que los tejidos de soporte estén nuevamente saludables.

El paciente no debe utilizar los blanqueadores ni limpiadores para prótesis, ya que estos degradarán rápidamente al material.

Cuando se emplea como material para impresiones funcionales, se deja que el paciente lleve la prótesis durante varias horas. Se hace entonces un modelo de trabajo a partir de la impresión funcional.

E. Efectos Biológicos.

Los materiales para el tratamiento de los tejidos blandos no contienen medicamentos que ayudan a tratar una mucosa que soporta una prótesis, sobre la que se han cometido abusos. Logran el resultado deseado permitiendo que la prótesis se adapte muy íntimamente a la mucosa y haciendo que las fuerzas de la oclusión se distribuyan más parejas sobre los tejidos que las soportan.

No se ha informado en la bibliografía sobre reacciones tisulares adversas a estos materiales. Se ha demostrado que los acondicionadores de tejidos in vitro favorecerían el crecimiento de *Candida Albicans*; no obstante, durante periodos cortos de tiempo es que este tipo de materiales se mantienen dentro de la boca de los pacientes no permitiendo la reproducción de estos microorganismos.

F. Productos Comerciales

Materiales para rebasados comerciales	
Hydro-cast	Key See Dental Manufacturing Co. Kansas City, Missouri
Coe-Comfort	Coe Laboratories, Inc. Chicago, Illinois
Treatment Haliner	H. D. Justi & Sons, Inc. Chicago, Illinois
FITT	Kerr Manufacturing Co. Romulus, Michigan
Lynal	L. D. Caulk Co. Milford, Delaware
Softone	Harry J. Bosworth Co. Chicago, Illinois

A. Materiales para rebasado resilientes temporarios curados en boca.

1.- Aplicaciones en Odontología.

- a) Para comodidad del paciente con prótesis viejas mientras se están construyendo las nuevas.
- b) Para mejorar la adaptación de una prótesis vieja.
- c) Para compensar las marcas las retenciones de una prótesis.
- d) Como acondicionador de tejidos de seguimiento mientras se están construyendo los aparatos nuevos.
- e) Con el paciente "problema" que tiene dificultades para adaptarse a la prótesis.

2.- Composición. Son acrílicos modificados y se suministran en forma de polvo y líquido.

- a) El polvo es principalmente polimetacrilato de etilo con un peróxido iniciador.
- b) El líquido puede contener metacrilato de metilo, ésteres aromáticos, etanol, plastificantes y aminas terciarias como activadores. La polimerización se produce cuando se mezclan el polvo y el líquido.

3.- Propiedades. Los materiales para rebasados resilientes curados en la boca se consideran temporarios porque:

- a) Pierden resiliencia con el tiempo.
- b) No pueden limpiarse en forma satisfactoria.
- c) Toman olor desagradable.
- d) Se rajan.
- e) Pueden adherirse en forma deficiente a la base de la prótesis
- f) Pueden afectar a los tejidos blandos en forma adversa cuando se endurecen.
- g) Tienen una baja resistencia a la abrasión.

Propiedades de los acondicionadores resilientes temporarios

		Curados en boca	Procesada en laboratorio
Dureza (unidades Shore A)	24 horas	51-86	25-56 (silicona) 51-85 (acrílico)
	4 semanas	52-88	30-60 (silicona) 51-86 (acrílico)
Cambio de peso (%)	4 semanas en agua	0.4 a + 2.7	0.3 a 3.2
Resistencia traccional (psi)	48 horas	170-450	230-560
	20 semanas	190-620	300-780
Resistencia al desgarramiento (libras/pulgada)	48 horas	30-260	15-74
	20 semanas	30-134	20-100
Elevación de la temperatura (°C)		1.2-2.1	
Estabilidad de color		Mala-moderada	Mala-buena
		Se mancha	Se mancha menos
Adhesión a la base de la protesis		Mala	Regular a mala

4.- Manipulación. Estos materiales son utilizados como acondicionadores de tejidos. Generalmente es fácil remover el exceso de material de las prótesis cuando se usan materiales para rebasado resilientes puesto que ellos no son tan suaves como acondicionadores de tejidos.

5.- Efectos biológicos. La amina terciaria sin reaccionar puede provocar irritación en los tejidos blandos. Ninguno de los materiales resilientes curados en boca ha demostrado favorecer el crecimiento de hongos. No obstante, como estos materiales envejecen en la boca pueden adquirir un color desagradable y ser irritantes para la mucosa que los soporta. Deben utilizarse sólo durante breves períodos (entre unas pocas semanas y unos pocos meses) y luego deben ser reemplazados.

B. Materiales para rebasado resilientes procesados en el laboratorio.

1.- Aplicación en Odontología. Las aplicaciones son las mismas que para los materiales resilientes curados en la boca. No obstante, generalmente durarán más y no se emplean para acondicionamiento de los tejidos blandos.

2.- Composición.

a) Resinas acrílicas plastificadas. El polvo es copolímero de acrílico o polimetacrilato de etilo y peróxido de benzilo. El líquido contiene monómero de acrílico y plastificantes tales como el Ftalato de dibutilo.

b) Siliconas. El tipo termocurado consta de un tipo de polímero Siloxano, Silice, y un peróxido iniciador. El tipo autocurado es similar al termocurado. Se emplea un catalizador de Octanoato de estaño para iniciar la polimerización.

c) Materiales que se emplean ampliamente hoy.

- 1.- Cauchos naturales.
- 2.- Polícloruro de vinilo (Plastificado).
- 3.- Poli (acetato de vinilo) (Plastificado).
- 4.- Poliacrílicos hidrófilos; por ejemplo, el Hydron es un metacrilato de Hidroxietilo. Estos materiales absorben agua y se expanden.

3.- Propiedades. Los materiales para rebasado resilientes procesados en el laboratorio son temporarios debido a que se degradan con el tiempo.

4.- Manipulación. Estos materiales son procesados y empujados en el laboratorio de la misma manera que se hace con la prótesis. Algunos materiales se vulcanizan a temperatura ambiente mientras que otros son termocurados. No son fáciles de pulir y debe de tenerse cuidado en el encerado y en el procesado.

5.- Efectos biológicos. Las siliconas se caracterizan porque favorecen el crecimiento de *Candida albicans* en las prótesis de algunos pacientes. Para evitar esto se han agregado algunos fungicidas a algunos productos comerciales. El favorecimiento del crecimiento micótico no ha sido comprobado en los copolímeros de acrílico. En algunos pacientes, estos materiales pueden degradarse rápidamente, creando un olor desagradable y irritación en la mucosa oral.

C. Productos comerciales.

En el cuadro anterior se muestran los productos que se encuentran en el mercado.

Materiales resilientes para rebasados en boca		Materiales resilientes para rebasados procesados en el laboratorio	
Coe-Soft	Coe Laboratories, Inc. Chicago, Illinois	Coe-Super-Soft	Coe Laboratories Inc. Chicago, Illinois
Tru-Soft	Harry J. Bosworth Chicago, Illinois	Silastic 616	Dow Corning Corp. Midland, Michigan
Flexene	Coamos Dental Products, Inc. Long Island, New York	Silastic 390	Dow Corning Corp. Midland, Michigan
Soft Gryl Denture Liner	Getz-Opotow Div. Teledyne Dental Products Elk Grove, Illinois	Mittler Soft Denture Liner	Bell Dental Laboratories Bayside, New York
Flexacryl Soft	Lang Dental Mfg. Co. Chicago, Illinois	Tissue Line	Howmedica, Inc. New York, New York
		Soft Mobiltone	Nobilium Products Los Angeles, California
		Verno-Soft	Vernon Benschott Co. Albany, New York

### III. Materiales duros para rebasado de prótesis.

#### A. Materiales duros para rebasado curados en boca.

1.- Aplicaciones en Odontología. Estos materiales se emplean cuando resulta inconveniente o poco práctico un material para rebasado de prótesis procesado fuera de la boca. Se los considera temporarios y su uso mejora la adaptación de una prótesis floja durante un breve período.

2.- Composición. El polvo es polimetacrilato de metilo y un peróxido iniciador. El líquido contiene metacrilato de metilo, plastificantes y una amina aceleradora.

#### 3.- Propiedades.

a) Reacción exotérmica. Cuando los materiales se curan en la boca el pico de temperatura causado por la polimerización puede alcanzar entre los 50 y 80 grados centígrados.

b) Dureza. Los materiales son relativamente blandos y tienen una dureza Knoop de 9,5 a 13,5 Kg/mm cuadrado.

c) Cambio de peso al absorberlos en agua. A las 24 horas el aumento de peso por absorción acuosa es de 33 a 59 mg/cm cuadrado. Este cambio de peso es mayor que para los materiales para rebasado procesados fuera de la boca. Estos materiales son más porosos que los otros.

d) Solubilidad en agua. A las 24 horas la solubilidad de estos materiales en agua es de 0,02 a 0,14 mg/cm cuadrado. La mayor porosidad puede aumentar el área de la superficie real de la probeta.

e) Estabilidad al calor. Es mala para la mayoría de los productos.

f) Porosidad. La porosidad es un problema importante en estos materiales. La degradación de los alimentos retentados en los poros puede provocar un olor desagradable.

4. Manipulación. Estos materiales emplean el mismo modo de manipulación que los acondicionadores de tejidos blandos con unas pocas excepciones. Una vez que la prótesis con el material de rebasado se coloca en la boca, debe ser retirada de la boca del paciente para evitar quemar al paciente, debido a la reacción de fraguado exotérmica. Debe tenerse cuidado porque el material puede trabarse en las retenciones anatómicas. Una vez que el material está polimerizado, se lo puede recortar y pulir de la misma manera que una prótesis de acrílico.

5. Efectos biológicos. Debe tenerse cuidado con estos materiales. El catalizador de aminas terciarias es una sustancia tóxica y la elevación de la temperatura durante la polimerización puede quemar los tejidos orales.

#### B. Materiales duros para rebasado procesados fuera de boca.

1.- Aplicaciones en la Odontología. Este método para rebasar prótesis es con creces el más permanente y satisfactorio. El rebasado duro realizado fuera de la boca se emplea para mejorar la adaptación de una prótesis que por lo demás es útil. Los materiales empleados son idénticos que aquellos utilizados para la construcción de bases de prótesis.

#### C. Productos Comerciales. Materiales duros para rebasado de prótesis curados en boca.

Re-Stor	L. D. Caulk Co.
Speed Liner (blanco o rosa)	Midford Trelawne Coe Laboratories Inc. Chicago, Illinois
Core-rect	Coe Laboratories, Inc. Chicago, Illinois
Hard Nryl Denture Lining	Getz-Opotow Div. Elk Grove, Illinois
Perm Rebase y Repair Acrylic	Hygienic Dental Manufacturing Co. Akron, Ohio
Flexacryl-Hard	Lang Dental Mfg. Co. Chicago, Illinois

Dentro de este capítulo podemos resumir algunos puntos de interés como:

**Dureza Shore A:** Medición de la dureza de plásticos y cauchos blandos. El durómetro shore A tiene un indentador, fijado a una palanca que es forzada dentro del material de prueba. La profundidad de la penetración se mide en una escala de 0,0 a 100. Si el indentador penetra totalmente en la probeta se obtiene una lectura de 0,0. Si no hay penetración se obtendrá una lectura de 100. Los elastómeros blandos tienen una baja dureza Shore A, mientras que los duros o los plásticos blandos tienen durezas Shore A generalmente más altas.

El Polimetacrilato de Etilo es un polímero formado a partir de monometacrilato de Etilo.

También hemos estado hablando de rebasado, pero debemos definir este término más o menos bien; este término se refiere a que es reconstrucción de la superficie de asiento de una prótesis floja o inestable con un nuevo material para base para mejorar la adaptación del aparato.

Debemos de tomar en cuenta la resistencia al desgarramiento que se calcula como la tensión por unidad de área transversal de la propagación de una rajadura cuando se tracciona una probeta con una escotadura en forma de media luna. La resistencia al desgarramiento es una indicación o indicador de la resistencia de un material al desgarro en zonas críticas mientras está en servicio.

Conocemos que la dureza Shore A de los acondicionadores de tejidos aumenta tan rápidamente durante las primeras 24 horas después de mezclados debido a que estos endurecen por evaporación del solvente, la que es muy marcada durante las primeras 24 horas.

¿Qué tipo de material de rebase tiene mayor potencial de dañar al paciente si se manipula de una manera inadecuada? ¿por qué? Los materiales duros curados en boca, porque el proceso de polimerización es exotérmico, y puede quemar al paciente si la manipulación es defectuosa.

¿qué tipo de material de rebase es más permanente? ¿por qué? Los materiales duros para rebasado de dentaduras, procesados, porque se hacen con resinas para rebasados de prótesis corrientes. Estos materiales son idénticos a aquéllos a partir de los cuales se hicieron las prótesis originales.

¿qué tipo de material de rebase ha sido utilizado también como material de impresiones funcionales? Los acondicionadores de tejidos.

¿Qué tipo de material blando de rebase procesado se ha asociado con el crecimiento de candida albicans en la boca de algunos portadores de prótesis? ¿qué se ha hecho para impedir esto? Los materiales para rebasado de prótesis a base de siliconas; el agregado es un fungicida.

¿qué componente de los materiales duros para el rebasado de prótesis curados en boca se sabe que es tóxico? La amina terciaria aceleradora.

¿qué factor se asocia generalmente con olor de los rebasados de las prótesis? La porosidad. El olor desagradable es el resultado de la degradación de los alimentos retentados en los poros.

¿Los acondicionadores fluyen fácilmente y se distorsionan con facilidad, ¿provoca esto algún problema clínico? Están formulados los acondicionadores de tejidos de manera de comportarse de este modo para equalizar las fuerzas oclusales de la prótesis. Deben de cambiarse cada tres días.

## 10. MATERIALES PARA IMPRESIÓN.

### I. Introducción.

Los materiales para impresión se emplean para hacer réplicas de las estructuras orales. Todos los materiales para impresión deben de estar en un estado fluido o plástico mientras se está haciendo esta réplica, una vez fraguados pueden distinguirse dos clases de material en general para impresión: Elásticos y no Elásticos, (es decir plásticos o frágiles). Los materiales elásticos en uso actual son los hidrocoloides de agar, los alginatos, los mercaptanos, las siliconas y los poliéteres.

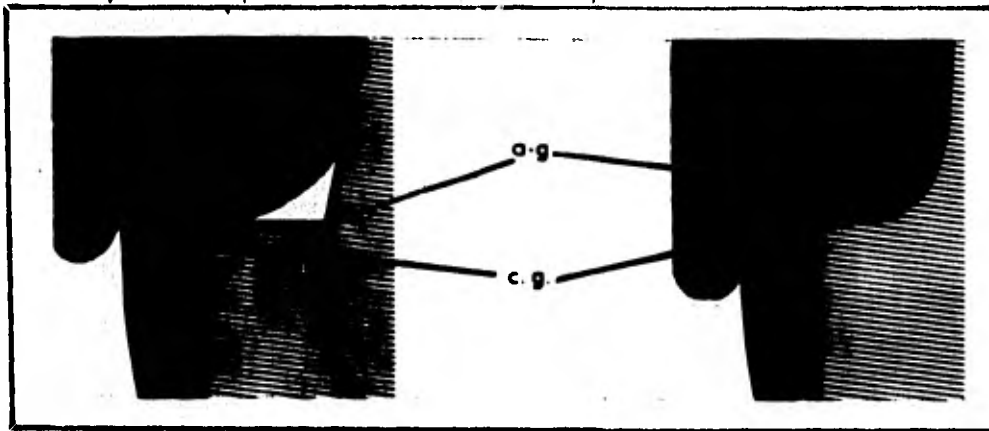
Los no elásticos incluyen el compuesto para impresiones, el óxido de zinc y eugenol y el yeso.

### II. Compuesto para impresiones.

Tipos I y II

#### A. Aplicaciones

##### 1.- Impresiones para coronas completas (Tipo I).



Problemas en el registro de detalles con el compuesto para impresiones.  
Izquierda zona cavogingival (C.G.) y ángulo diedro axiogingival.  
Derecha, Se obtiene mejor adaptación con contornos redondeados.

2.- Impresiones para maxilares total o parcialmente dentados. (Tipo I).

3.- Cubetas para impresiones en las que la impresión definitiva se toma con otro material. (Tipo II).

#### B. Composición.

1.- Resinas naturales (aproximadamente un 40%). Esto hace que los materiales sean termoplásticos, si merodo se usa goma luca.

2.- Cerus (aproximadamente 7%). También produce propiedades termoplásticas.

3.- Óxido esteárico (aproximadamente un 3%). Actúa como lubricante y plastificante.

4.- Rellenos y pigmentos inorgánicos (aproximadamente un 30%). Se emplea tierra de diatomeas, esteatita o talco.

#### C. Mecanismo de endurecimiento.

Estos materiales son termoplásticos; se los emplea calientes (45 grados centígrados) y luego se enfrían hasta la temperatura bucal (37 grados centígrados), a la que son bastante rígidos. El mecanismo de endurecimiento es no lo tanto un proceso físico reversible y no una reacción química.

#### D. Propiedades.

1.- Escurrimiento. Los materiales de tipo I tienen un escurrimiento de por lo menos un 85% a 45 grados centígrados, y de menos del 6% a 37 grados centígrados.

Los del tipo II se escurren aproximadamente un 70% a 45 grados centígrados pero menos de un 2% a 37 grados centígrados. Ambos se vuelven bastante plásticos con una elevación de temperatura de sólo 3 grados centígrados.

2.- Conductividad térmica. Estos materiales no conducen bien el calor y por lo tanto requieren ser sumergidos en agua caliente para lograr una temperatura uniforme en toda la masa.

3.- Coeficiente de variación térmica. Dado que estos materiales contienen resinas y ceras tienen alto coeficiente de expansión de contracción. La contracción desde temperatura de boca a la del ambiente puede ser de hasta de un 0,3%

#### E. Manipulación.

1.- Calentamiento. El compuesto se ablanda calentándolo sobre una llama o en un baño de agua. Debe tenerse cuidado para impedir que se quemen algunos ingredientes sobre la llama directa. El anasado en el agua puede provocar también cambios en la composición y en el escurrimiento. El objetivo por lo tanto, es un calentamiento completo, sin temperaturas excesivas o largos períodos de permanencia en el agua.

2.- Enfriamiento y retiro. Para enfriar la impresión en la boca se emplea un rocío de agua a temperatura ambiente. El enfriamiento debe continuarse hasta que toda la masa esté rígida para reducir la deformación plástica.

#### F. Efectos biológicos

Debe tenerse la precaución de impedir el sobrecalentamiento y el quemado de los tejidos. También el agua de enfriamiento no debe estar a una temperatura demasiado baja, para impedir un choque térmico.

#### G. Productos Comerciales.

Negro, gris, verde blando # 2 o blanco de Kerr, Compuesto de Hoyer.



### III. Óxido de Zinc Eugenol.

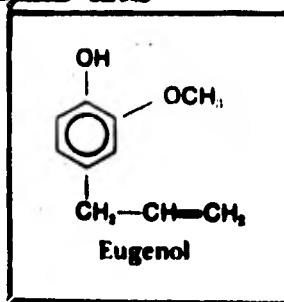
#### A.- Aplicaciones.

1.- Impresiones de máximas totalmente deslucidas con retenciones muy pequeñas o sin retenciones. Se emplea como compuesto para cubeta o con cubeta de acrílico como una lechada para la impresión definitiva.

#### B.- Composición.

1.- Sistema de dos pastas. Una pasta, denominada pasta base, contiene óxido de Zinc, aceites y resina hidrogenada. La segunda pasta, denominada acelerador, contiene de un 12 a un 15 % de Eugenol, aceites resinas y un relleno que puede ser talco o caolín. Estas dos pastas tienen colores contrastantes de manera que puede determinarse cuándo están completamente mezcladas. Se las provee en dos tipos duro y blando.

2.- Sistema de polvo y líquido. El polvo contiene óxido de zinc; el líquido contiene eugenol, aceites y aceleradores y un líquido colorante. Se los suministra con líquidos de fraguado rápido y fraguado lento.



#### C.- Reacción de fraguado.

El óxido de zinc, en presencia de humedad, reacciona con el eugenol, para formar eugenolato de zinc, que actúa como matriz que sostiene el óxido de zinc sin reaccionar.



La reacción de fraguado se acelera por la presencia de agua, alta humedad y calor. El fraguado se acompaña de un cambio dimensional de sólo aproximadamente 0,1 %.

#### D.- Propiedades.

Los materiales para impresión se clasifican en duros y blandos según la especificación de la A.D.A. El material duro endurece más rápidamente (en alrededor de 10 min. comparado con los 15 min que se toma el material de fraguado blando). Sin embargo, tanto el material duro como el material blando comienzan a endurecer en aproximadamente 5 min. El duro es más fluido antes de endurecer que el blando. Una vez endurecidos los materiales duros son más rígidos y frágiles.

#### E.- Manipulación.

Se mezclan longitudes iguales de ambas pastas o cantidades proporcionadas en forma adecuada de polvo y líquido con una espátula rígida sobre el bloque de papel especial resistente al aceite o sobre una loseta de vidrio. El material mezclado se coloca en una impresión preliminar hecha con compuesto para cubetas de acrílico. El tiempo de fraguado se acorta con los cambios de temperatura y/o la humedad. El material fraguado no se adhiere al yeso taller o al yeso piedra fraguado.

F. Efectos Biológicos.

No presentan compuestos irritantes aparte del eugenol.

G. Productos comerciales.

- 1.- Buffalo Standard Impression Paste.
- 2.- Cault Impression paste.
- 3.- Coe-Flo.
- 4.- Kerr livalite.
- 5.- Ormow Louer.
- 6.- Standard.
- 7.- S.S. White hard set and impression Paste.
- 8.- Kelly's impression Paste Improved.
- 9.- Knox.
- 10.- Multi-Form dual purpose impression paste.
- 11.- Plasto paste.
- 12.- Super Paste.

IV. Hidrocoloides de agar.

A. Aplicación.

- 1.- Impresiones de toda la boca.
- 2.- Impresiones de un cuadrante.
- 3.- Impresiones unitarias (menos frecuentes).

B. Composición.

- 1.- Agar (12 a 15 %) Como agente gelificante.
- 2.- Borax (0,2 %) Para mejorar la resistencia.
- 3.- Sulfato de Potasio (1 a 2 %) para proveer buena superficie en los modelos o troqueles de trabajo de yeso.
- 4.- Benzatos alquílicos (0,1 %) Como preservadores.
- 5.- Vestigios de agentes colorantes y saponíferos para facilitar la "lectura" de la impresión y la estética respectivamente.

C. Reacción de fragado.

El material, suministrado en forma de gel, puede convertirse en un sol (Líquido) por calentamiento; el enfriamiento del sol hace que vuelva a transformarse en un gel.

Hidrocoloide de Agar (caliente) (sol)	enfriado a 43 grados centígrados. Calentado a 100 G.C.	Hidrocoloide de agar (frio) (gel).
---------------------------------------	---	------------------------------------

Las transformaciones de sol a gel y de gel a sol dependen del tiempo y de la temperatura. Las temperaturas de licuefacción y de gelación son distintas (siendo más baja esta última) y el efecto se denomina Histeresis. Un valor típico de temperatura de gelación es de 43 grados centígrados.

D. Propiedades

Las propiedades mecánicas de los hidrocoloides de agar se dan en el cuadro siguiente.

Sabremos también las propiedades mecánicas de otros materiales.

	Agar	Alginato	Mercaptano	Silicona	Poléter
Recuperación elástica (%)	98,8	97,3	97,9	99,5 (99,7)**	98,9
Figurabilidad (%)	11	12	7	5 (2,6)**	2
Esgurrimiento (%)	—	—	0,5	0,09 (0,03)**	0,03
Límite de reproducción (µm)	25	75	25	25	25
Contracción 24 horas (%)	—	—	0,25	0,6 (0,05)**	0,30

-son altamente elásticos (98,8%) y suficientemente flexibles (11%) como para dar impresiones exactas de los dientes con retención. Son más resistentes cuando se los termina rápidamente, por lo tanto se recomienda retirarlas en forma rápida.

**E. Manipulación**

1.- **Calentamiento.** Se emplea la secuencia siguiente: 1) Se calienta en agua a 100 G.C. durante 8 a 12 minutos. 2) Se guarda en agua a 65 G.C. 3) Se coloca en una cubeta a 65 G.C. y se atempera en agua a 46 G.C. Durante dos minutos antes de tomar la impresión.

2.- **Enfriamiento.** Después de calzar la cubeta, que contiene conductos para el enfriamiento, se enfría con agua a no menos de 13 G.C. hasta que se produce la gelación.

3.- **Tratamiento de la impresión.** Después que la impresión ha sido retirada de la boca se lava para eliminar la saliva, que podría interferir con el fraguado del yeso. Se succiona el exceso de agua y se sopla suavemente con aire. Se vierte yeso piedra mezclado a la impresión. Si se deja en un breve período en una humedad relativa del 100% debe lavarse como se indicó antes, para eliminar cualquier exudado de la superficie provocado por la sinéresis antes de hacer el vaciado del modelo.

4.- **Inestabilidad dimensional.** Las impresiones de agar se hacen menos exactas durante el almacenamiento, y es necesario su rápido almacenamiento en un medio que no afecte sus cualidades físicas para luego efectuar tan rápido como sea posible su llenado con el material que se vaya a utilizar. En el cuadro que a continuación se presenta se enumeran los cambios dimensionales que se producen al almacenarlas en distintas condiciones. Si deben guardarse impresiones de agar los cambios mínimos en sus dimensiones se encuentran almacenándolas en un ambiente de 100% de humedad durante no más de una hora.

a) **Imbibición.** Es la absorción de agua por parte de la estructura del gel, que generalmente se acompaña de expansión;

b) **Sinéresis.** Es el exudado de agua acompañado de contracción.

5.- **Características de manipulación.** Los materiales de agar tienen un largo tiempo de trabajo. Su manipulación, no obstante, compensa esta conveniencia debido a la utilización de turques de almacenamiento. La gelación producida por el envío de agua circundante fría a través de cubetas especiales también requiere un equipo especial. El choque térmico producido por el enfriamiento brusco del colóide caliente puede ser doloroso para los pacientes que tienen restauraciones metálicas.

Condiciones de almacenamiento	Cambio dimensional	Causas
Aire	Contracción	Evaporación de agua del gel
Agua	Expansión	Imbibición y absorción de agua
Humedad relativa del 100%	Contracción	Sinéresis
Soluciones de sales inorgánicas	Expansión o contracción	Depende de la relación del electrólito del gel y de la solución

	Agar	Alginato	Mercaptano	Silicona	Poliéter
Preparación	Atemperar, guardar	Pelvo, agua	2 pastas	2 pastas o pasta líquida	2 pastas
Manipulación	Complicada	Simple	Simple	Simple	Simple
Reacción del paciente	Tedioso, choque térmico	Agradable, limpio	Ligero olor, manchado	Agradable, limpio	Agradable, limpio
Tiempo de trabajo (min)	7-15	2,5	5	3	2
Tiempo de fraguado (min)	5	3,5	8-12	8-9	2
Estabilidad	1 hora al 100% de humedad relativa	Vaciado inmediato	1 hora	Vaciar tan pronto como sea posible	1 hora
Material para troquel	Yeso piedra	Yeso piedra	Yeso piedra	Yeso piedra	Yeso piedra
Depósito electromiográfico	No	No	Si	Si	Si

6.- *Fraguado del yeso.* El contacto con el agua retarda el fraguado del yeso, lo que trae como consecuencia un mal acabado superficial en los modelos de yeso y troqueles. Para lograr un acabado superficial liso, era necesaria la inmersión de la impresión en una solución de sulfato de potasio al 2% en los productos más viejos. En la actualidad la mayoría de los productos de yeso tienen sulfato de potasio, que actúa como acelerador de la reacción del fraguado del yeso, y esa inmersión ya no es necesaria.

F. *Efectos biológicos.*

La principal preocupación es manipular el sol de manera de evitar quemar los tejidos blandos del paciente.

G. *Productos comerciales.*

- 1.- *Dealastic.* 2.- *Kerr hydro-collid.* 3.- *Rubber-loid.*  
4.- *Surgident.* 5.- *Thompson super strenght hydrocollid.*

V. *Alginatos*

A. *Aplicaciones*

- 1.- *Impresiones totales para modelos.*  
2.- *Impresiones de cuadrantes.*

B. *Composición.*

- 1.- *Alginato de sodio (12 a 15%) como reactivo*  
2.- *Dihidrato de sulfato de calcio (8 a 12%) como reactivo.*  
3.- *Fosfato de sodio o carbonato de sodio (2%) como retardador.*  
4.- *relleno de refuerzo (70%) del tipo de la tierra de diatomeas para controlar la tenacidad del gel fraguado.*  
5.- *Vestigios de fluoruros de zinc alcalinos para proveer buenas superficies en los modelos de yeso.*  
6.- *Vestigios de colorantes y saporíferos con fines estéticos.*

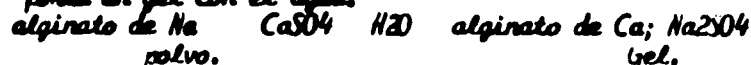
C. *Reacción de fraguado.*

*Reacciones.* El polvo se mezcla con agua.

a) El fosfato de sodio reacciona con el sulfato de calcio para proveer un tiempo de trabajo adecuado



b) Una vez que ha reaccionado el fosfato de sodio, el sulfato de calcio remanente reacciona con el alginato de sodio para formar un alginato de calcio insoluble, que forma un gel con el agua.



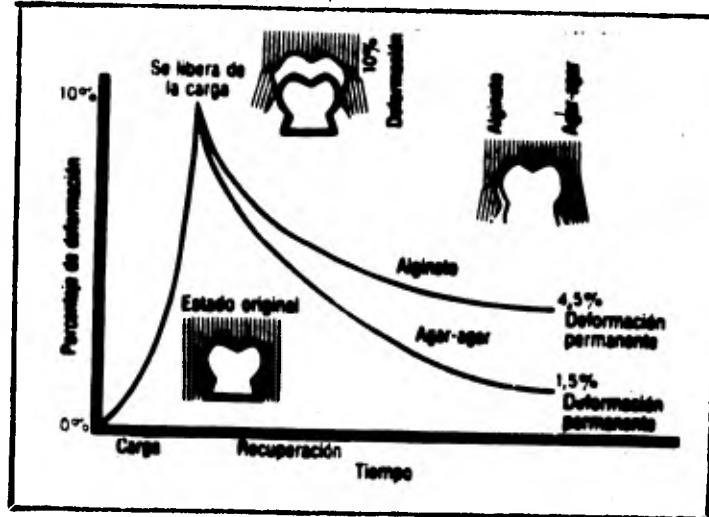
La reacción se acorta con el aumento de temperatura del agua y también con el tipo de relación agua-polvo.

D. *Propiedades.*

Un valor de recuperación elástica de 97.3% para los alginatos (cuadro anterior)---

--Lo que indica una elasticidad menor y por lo tanto menor exactitud, que en el caso de los hidrocoloides de agar y los materiales de impresión a base de mercaptanos, el límite de reproducción es también más bajo, lo que significa que se obtendrá un detalle menos fino.

La mayor exactitud de los hidrocoloides de agar se debe a su mayor grado de recuperación después de la deformación para salvar las retenciones.



1.- **Dispensato.** El polvo, suministrado en una lata, se agita para airearlo y se emplea una medida de polvo para una medida de líquido. Generalmente se suministran con el producto una medida para el polvo, y un cilindro graduado para el agua. Con los productos que presentan el polvo predispensado, un sobre de polvo se emplea con la cantidad de agua especificada por el fabricante.

Una relación polvo-agua más alta aumenta la resistencia mecánica y la resistencia al desmenuamiento, y la consistencia; disminuye los tiempos de trabajo y de fraguado y la flexibilidad.

2.- **Temperatura de agua.** El enfriamiento del agua aumentan los tiempos de trabajo y de fraguado.

3.- **Espatulado.** Una mezcla insuficiente trae como resultado una pasta granulosa y un mal registro de los detalles. Un espatulado da una mezcla suave y cremosa, con un mínimo de burbujas. En general se recomienda un minuto de espatulado energético para el material de fraguado regular y 45 segundos para el de fraguado rápido, para no tener complicaciones.

4.- **Tiempo de trabajo.** Los alginatos tienen un tiempo de trabajo relativamente corto, de aproximadamente 2.5 minutos y fraguan aproximadamente en 3.5 minutos después de haber sido mezclado.

5.- **Estabilidad.** Los alginatos son tan inestables como los hidrocoloides de agar, ya que ambos son geles y sufren contracción o expansión según pierdan o ganen agua. Por lo tanto el modelo debe vaciarse inmediatamente después del retiro y del lavado de la inmersión.

6.- **Fraguado del yeso.** Los alginatos, al igual que el agar, retardan el fraguado del modelo de yeso y de los materiales para los troqueles, que están en contacto con ellos. El fabricante les agrega sulfato de potasio para acelerar el fraguado del yeso y obtener superficies lisas en los modelos y troqueles.

F. Efectos biológicos.

No se ha informado sobre efectos adversos.

G. Productos comerciales.

- 1.- Algident.      2.- Coe-Alginate..      3.- D-P key to ulginates.
- 4.- Hydro-Gel.      5.- Jeltrate.      6.- Nu-Gel.      7.- Opatow jelset.
- 8.- Supergel.

VI. Mercaptanos.

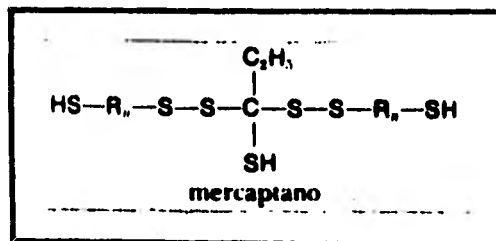
A. Aplicaciones

- 1.- Impresiones unitarias.
- 2.- Impresiones de cuabranes.
- 3.- Impresiones totales.

B. Composición.

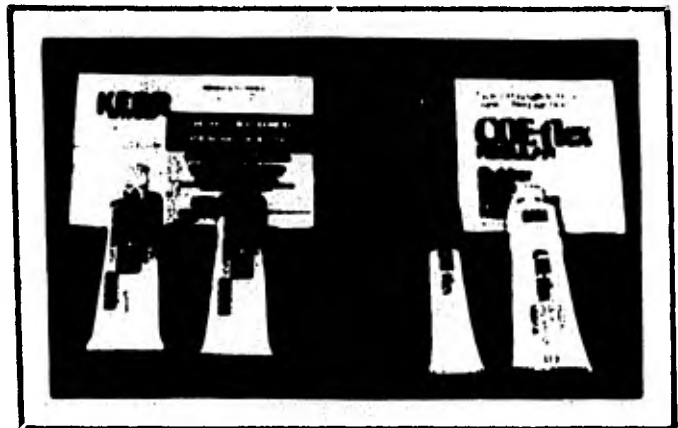
1.- Pasta base.

a) Contiene polímero de polisulfuro de bajo peso molecular aproximadamente 4000. (80%) que tiene grupos mercaptanos terminales (-SH) laterales (-SH) también, que quiere decir cerca del centro del polímero.



b) Contiene rellenos de refuerzo, tales como Dióxido de titanio, Sulfato de zinc, y sílice más plastificante. Estos controlan la rigidez. El contenido de rellenos varía entre un 12 y un 50% dependiendo de la consistencia (liviano, Regular o pesado).

Materiales a base de mercaptanos que se presentan como sistemas de dos pastas. La pasta base se mezcla con el catalizador.

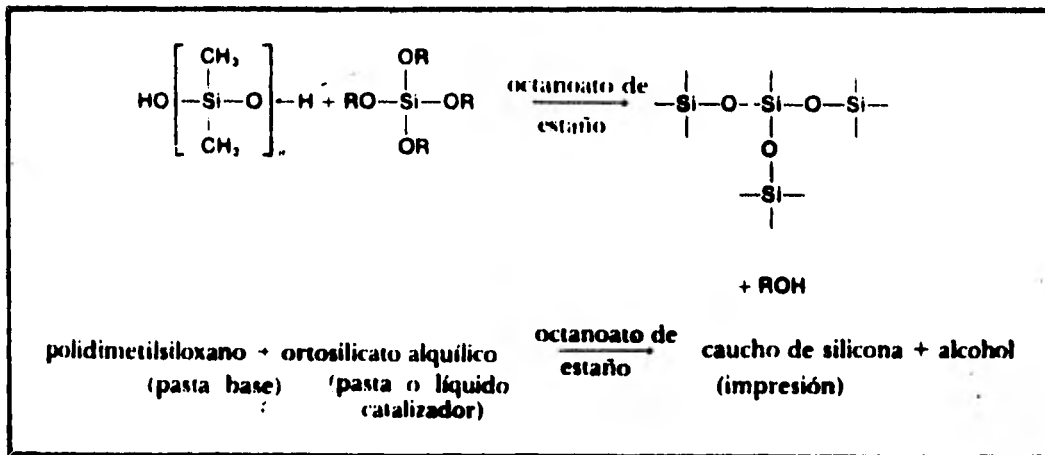


2. Pasta aceleradora o catalizadora.

- a) Dióxido de plomo (30%) como catalizador.
- b) Azufre (1 a 4%) como promotor.
- c) Ftalato de dibutilo u otro aceite no reactivo (17%) para formar la pasta.
- d) Pequeñas cantidades de ácido esteárico para ayudar a la polimerización.

C. Reacción de fraguado.

El dióxido de plomo cataliza la condensación de los grupos -SH terminales o laterales con los grupos -SH de otras moléculas lo que trae como resultado un alargamiento y un entre cruzamiento de las cadenas. En el proceso la pasta cambia de un material en forma de pasta a un caucho. La reacción es acelerada por el aumento de la temperatura y por presencia de la humedad.



D. Propiedades mecánicas.

- 1.- Recuperación elástica. Los polisulfuros tienen valores de aproximadamente un (95%) ligeramente menores que los otros materiales para impresión elastomérica es decir las Siliconas y los Polibutenos.
- 2.- Escurreamiento. Se da un valor promedio de (0,5%) lo que indica una tendencia a distorsionarse cuando se le almacena. El escurreamiento es mayor para los materiales livianos y menor para los pesados, con valores de (0,9 y 0,3%) respectivamente.
- 3.- Flexibilidad. Los mercaptanos livianos tienen flexibilidades de aproximadamente un (10%). Los regulares tienen valores de aproximadamente un (7%) y los pesados presentan valores de aproximadamente un (5%).

E. Manipulación.

- 1.- Proporciónamiento. Se extruyen longitudes iguales de pasta base y de pasta aceleradora sobre un bloque de mezcla descartable.
- 2.- Mezcla. Los componentes se mezclan perfectamente con una espátula rígida aguada. El catalizador es oscuro y la base es blanca, de manera que la mezcla correcta se reconoce por la falta de estrias. El tiempo de mezcla adecuado oscila entre 45 y 60 segundos.

3.- *Tiempo de trabajo.* El tiempo de trabajo es de aproximadamente 5 minutos, que resulta adecuado ya que el tiempo de mezclado es de 45 a 60 segundos. Tanto el tiempo de trabajo como el de fraguado se acortan con el aumento de la temperatura y de la humedad.

4.- *Construcción de polimerización.* Se da un valor del (10,25%) para 24 horas aunque es inferior al de las siliconas, el moldeo o el troquel debe de hacerse dentro de la hora de haber tomado la impresión.

5.- *Manipulación.* Dado que los mercaptanos tardan más en fraguar que las siliconas requieren más tiempo junto al sillón. Manchar la ropa en forma permanente. Se puede hacer sobre ellos depósitos galvánicos-Plásticos.

F. *Efectos Biológicos.* No se ha informado de ninguno.

G. *Productos comerciales.*

- 1.- *Coo-flex.* 2.- *Pernalastic.* 3.- *Neo-plex.* 4.- *Pro-flex.*  
5.- *Static.* 6.- *Super rubber.*

## VII. Caucho de Siliconas.

A. *Aplicaciones*

- 1.- *Impresiones unitarias.*  
2.- *Impresiones de cuadrantes.*  
3.- *Impresiones totales.*

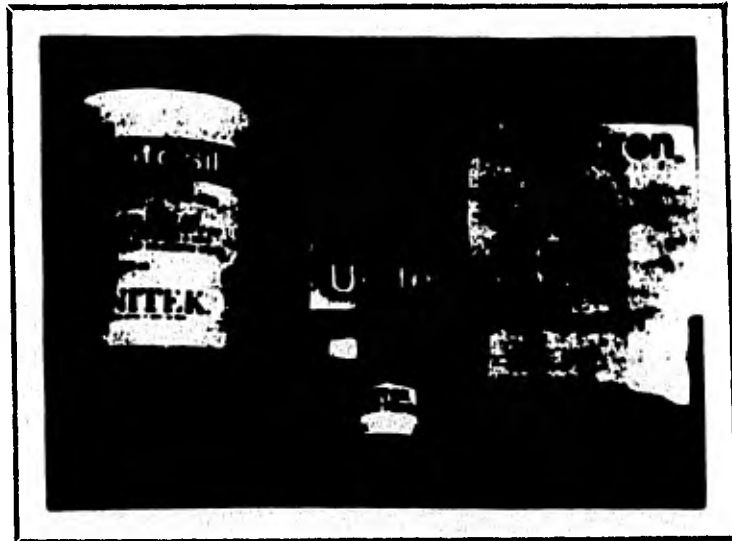
B. *Composición.*

- 1.- *Pasta base.*  
a) *Polidimetilsiloxano de peso molecular relativamente alto con grupos oxhidrilos terminales.*  
b) *Ortosilicato alquílico para producir cadenas cruzadas.*  
c) *Relleno inorgánico, (30 al 40%) si es una pasta, (75%) si es una masilla.*  
2.- *Catalizador.*  
a) *Ester organometálico tal como octanoato de estaño o dibutil dilaurato de estaño.*  
b) *Diluyente oleoso si es líquido más un agente espesante si es una pasta.*

Las siliconas para impresiones se presentan como sistemas de pasta-líquido catalizador (líquido) o pasta-pasta-líquido catalizador.



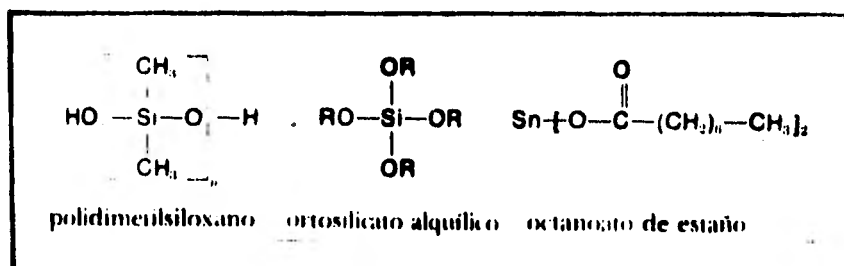




*Las siliconas se presentan como masilla espesa, /quienda, que se usa con un material de tipo regular para reducir la contracción de polimerización.*

### C. Reacción de fraguado.

El éster organometálico cataliza la reacción. Una parte de la polimerización comprende la elongación de las cadenas por condensación de los grupos terminales -OH de un siloxano. La otra parte comprende el entrecruzamiento de o entre las cadenas por moléculas de ortosilicato alquílico.



### D. Propiedades mecánicas.

- 1.- *Recuperación elástica.* Se informa de un valor promedio de 99,5%, el cual por sí solo es excelente.
- 2.- *Escurrecimiento.* El escurrecimiento de las siliconas es bajo, la mayoría de los valores es inferior al 0,1% lo que indica que hay menos probabilidades de que ocurra distorsiones por la acción de una ligera presión, o por la demora en el vaciado.
- 3.- *Flexibilidad.* Las siliconas son más rígidas que los mercaptanos.
- 4.- *Estabilidad dimensional.* La contracción en 24 horas es de aproximadamente del 0,6%. Los valores son más bajos cuando se eleva el contenido del material de relleno al 75%, como las siliconas de consistencia de masilla que se emplean para la confección de cubetas en la que se toma la impresión final en forma de lechada con una silicona liviana. Aproximadamente la mitad de la contracción tiene lugar durante la primera hora, y es mayor que en los mercaptanos y que en los poliéteres. La polimerización y la evaporación del alcohol formado en la reacción son responsables de esta alta contracción. Recientemente se ha desarrollado un material a base de siliconas que polimeriza sin dar un subproducto volátil y al fraguar se contrae sólo un 0,05%. Esto mejora notablemente la exactitud general. Estas son características que polimeriza por adición.

### F. Manipulación.

La manipulación es la misma que para los mercaptanos, excepto que las siliconas pueden proveerse como una pasta base más un líquido catalizador. Cuando se las suministra en esta forma, se recomienda una gota por pulgada de pasta base. El tiempo de fraguado es menor que el de los mercaptanos, esta en aproximadamente de 6 a 8 minutos, lo que ofrece ciertas ventajas al ahorrar tiempo junto al sillón. Son posibles los electrodepositos, debido a la alta contracción de polimerización, el modelo o el troquel deben hacerse tan pronto como sea posible. El uso de un sistema pesado-liviano, también se recomienda para mejorar la exactitud. La mayor temperatura y la mayor humedad, acortan el tiempo de fraguado.

## F. Efectos biológicos.

El catalizador no debe de ponerse en contacto directo con las manos, y el material incompletamente mezclado no debe llevarse directamente a los tejidos orales.

## G. Productos Comerciales.

- 1.- Citricon. 2.- Elasticon. 3.- Flexicon. 4.- Jelcon. 5.- Traycon.  
6.- Sir. 7.- Xantopren. 8.- President. (Este es el producto que polimeriza por adición).

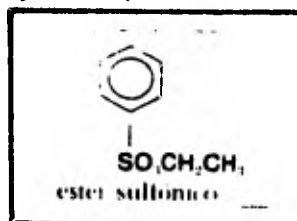
## VIII. Poliésteres.

### A. Aplicaciones.

- 1.- Impresiones unitarias.
- 2.- Impresiones de no más de tres dientes.

### B. Composición.

- 1.- Pasta base. Poliéster de bajo peso molecular y grupos terminales Etilenimina
- 2.- Pasta catalizadora. Tiene un éster aromático del ácido sulfónico más un agente espesante para formar la pasta.



C. Reacción de fraguado. La polimerización iónica se produce con la abertura de los anillos del grupo etilenimino y la extensión de las cadenas. La reacción convierte a la pasta en un caucho.

Poliéster Pasta base.	Éster sulfónico catalizador.	Caucho de poliéster. impresión.
--------------------------	---------------------------------	------------------------------------

### D. Propiedades.

1.- Tiempo de trabajo. El tiempo de trabajo de 2 minutos y el tiempo de fraguado de 2,5 minutos es corto. Lo que limita la extensión de la impresión.

2.- Consistencia. La consistencia es comparable a la de una silicona regular pero aumenta rápidamente su viscosidad debido a la velocidad de la reacción.

3.- Estabilidad dimensional. El valor promedio de (0,30%) en 24 horas, coloca a los poliésteres en el extremo superior del rango de los mercaptanos. Dado que este caucho absorbe agua, no se recomienda guardarlo en agua debido al cambio lógico en sus dimensiones, efecto del agua que este absorbe.

4.- **Elasticidad.** Los valores de recuperación elástica promedian un valor de (98,9%) lo que está entre los de los mercaptanos y los de las siliconas.

5.- **Escurrimiento.** El escurrimiento de los poliéteres es muy bajo, siendo el menor de todos los materiales para impresión elastoméricos.

6.- **Flexibilidad.** La flexibilidad es baja (es decir la rigidez es alta) Esta cualidad provoca algunos problemas durante el retiro de la impresión o del troquel de la impresión. Para aliviar este problema se recomienda un mayor espesor de caucho entre la cubeta y la zona a impresionar.

7.- **Manipulación.** La manipulación es similar a la de los mercaptanos y siliconas. Se mezclan vigorosamente y con una rapidez de (entre 30 y 45 segundos) Longitudes iguales de pasta base y catalizador, porque el tiempo es corto.

8.- **Efectos Biológicos.** Debe tenerse precaución en el mezclado de la pasta de catalizador para evitar el contacto de esta pasta con los tejidos blandos de la cavidad oral o de la piel, ya que se han observado reacciones en los tejidos blandos.

G. **Productos comerciales.**

1.- Impregun. 2.- Poligel.

### RESUMEN.

En este resumen podemos decir que entre los conceptos de importancia, podríamos mencionar alguna definición más clara acerca de lo que es un agar: Es ingrediente del material para impresiones a base de agar, que se extrae por lo general de las algas marinas en forma de polisacáridos.

En cambio el alginato es un material para impresiones a base de alginato, que contiene sales de ácido algínico.

El caucho de la silicona es un polímero resultante de la formación de uniones Silicio-Oxígeno-Silicio (Si-O-Si). El material de impresiones denominado silicona es un caucho de siliconas.

La condensación por polimerización (por ejemplo material para impresión a base de siliconas), se unen dos moléculas y se libera en forma de subproducto una molécula pequeña (por ejemplo,  $H_2O$ ,  $R-O-H$ ).

También podemos mencionar que el escurrimiento es la cantidad de asentamiento de un cilindro cuando se lo pone bajo una carga liviana durante 15 minutos.

La estabilidad es el tiempo máximo de almacenamiento de modelos aceptables de impresiones después del cual aún pueden obtenerse modelos de troqueles aceptables.

El eugenol (esencia de clavos) como derivado del Fenol, el eugenol reacciona como un ácido con el óxido de zinc.

Flexibilidad podemos decir que es la cantidad de deformación producida cuando debe ser tensionada una probeta entre 100 y 1000 g/cm cuadrado. Un material flexible muestra un valor más alto que un material rígido.

Gel, será entonces un sistema coloidal en el que el sólido (agar) y el líquido (por ejemplo agua) son fases continuas. Un gel generalmente es flexible.

Podemos definir también a el grupo terminal como un grupo químico que está en el extremo de una molécula, por ejemplo,  $-SH$ .

Hidrocoloide es un sistema coloidal en el que la fase líquida es agua. El material para impresión a base de agar es un hidrocoloide (agar más agua).

Material para modelos puede ser un material empleado para hacer vaciados (modelos o troqueles) de las impresiones.

Recuperación elástica es la cantidad de recuperación después que un cilindro de material es deformado a un 10% durante 30 segundos.

Sinéresis es el exudato de una película líquida sobre la superficie de un gel.

Sol será entonces un sistema coloidal en el que la fase sólida está dispersa en una fase líquida, un sol generalmente tiene propiedades fluidas.

El tiempo de trabajo será la duración desde el comienzo de la mezcla hasta que el momento en que una varilla de prueba deja una indentación permanente en el material al retirarla.

También podemos enumerar a grandes rasgos los componentes que intervienen o que se encuentran presentes en un compuesto para impresiones dentales y cual es el fin de cada uno:

- 1.- Las resinas naturales y las ceras proveen propiedades termoplásticas.
- 2.- El ácido esteárico actúa como lubricante y como plastificante.
- 3.- Los rellenos inorgánicos y los pigmentos permiten controlar el escurrimiento y el color respectivamente.

Podemos decir que se llama un material termoplástico, cuando tiene la capacidad de ser repetidamente ablandado al calentarlo y ser endurecido al enfriarlo.

Una de las diferencias principales entre los materiales para impresiones y los materiales que se utilizan para la confección de cubetas, es que los materiales que se utilizan para la toma de impresiones, tiene un escurrimiento más alto. En cambio los materiales para la confección de cubetas tienen un escurrimiento menor y no registran los detalles finos.

Una de las precauciones que se debe de tomar al calentar un compuesto para impresiones, es evitar quemarlo al contacto con la llama directa o calentarlo a baño maría por períodos prolongados.

¿qué importancia tiene la baja conductividad térmica en un compuesto para impresiones dentales? La baja conductividad térmica requiere tiempo para el enfriamiento total que impida la distorsión durante el retiro.

¿qué factores afectan el escurrimiento de un compuesto para impresiones? Las cantidades de agua y relleno que se incorporan durante el amasado controlan el escurrimiento ¿cuáles son los ingredientes reactivos en una mezcla de óxido de zinc eugenol? son dos: Óxido de zinc y el segundo es Eugenol.

¿Cuál es el factor responsable de fraguado en la pasta para impresiones hecha a base de óxido de zinc y eugenol?

El óxido de zinc mas el eugenol, —nos da un eugenolato de zinc, que forma una matriz sólida que sostiene el óxido de zinc sin reaccionar.

Los factores que afectan el fraguado de el óxido de zinc con el eugenol se puede decir que son: El aumento de la temperatura o de la humedad aumentan el fraguado o sea o cortan el tiempo de fraguado.

¿Cuáles son las funciones de los distintos componentes de un hidrocoloide de agar?

- 1.- El agar actúa como agente gelificante.
- 2.- El bórax aumenta la resistencia.
- 3.- El sulfato de potasio provee buenas superficies en los modelos y troqueles.
- 4.- Los benzoatos de alquilo son preservantes.

¿qué se entiende por histéresis en los hidrocoloides de agar? Histéresis significa que las temperaturas de licuefacción y de gelificación son distintas.

¿qué tipos de cambios dimensionales se producen cuando la impresión de agar es almacenada en aire, agua, 100% de humedad relativa, o en una solución de sulfato de potasio? En aire sufrirá contracción. En agua sufrirá expansión. En 100% de humedad relativa ambiente sufrirá contracción (sinéresis). En sulfato de potasio sufrirá contracción o expansión dependiendo de la fuerza iónica de la solución.

¿Cuál es la función de cada uno de los componentes en un alginato? El alginato de sodio y el sulfato de calcio son componentes que dan alginato de calcio. El fosfato de sodio actúa como retardador., el (relleno con ejemplo tierra de diatomas) controla la rigidez; los fluoruros de zinc alcalinos proveen buenas superficies sobre los modelos o troqueles; se colorea y se da sabor con fines estéticos.

¿Qué factores afectan el tiempo de fraguado de los alginatos? Una mayor relación polvo-líquido y/o mayor temperatura acortan el tiempo de fraguado.

¿Cuál es la reacción de proveer tiempo de trabajo en el alginato, y cuál es la reacción responsable del fraguado del alginato?

$CaSO_4$  más  $Na_2SO_4$  —————  $Na_2SO_4(PO_4)_2$  provee el tiempo de trabajo.

Alginato de Na más  $SO_4Ca$  ————— Alginato de Ca más  $SO_4Na_2$  provee el tiempo de fraguado.

¿Por qué los materiales de impresión con base de alginato se denominan hidrocoloides irreversibles? Porque los alginatos no se revierten a un sol al calentarse ni por medios químicos.

¿Qué relación tiene la relación polvo-agua con un posible efecto sobre los alginatos? Una mayor relación polvo líquido aumenta la resistencia, la resistencia al desgarramiento la consistencia también, pero disminuye el tiempo de trabajo el tiempo de fraguado y la flexibilidad.

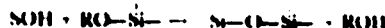
¿Qué efecto tiene el espátulado del alginato sobre sus propiedades? El espátulado insuficiente da una mezcla granulosa y un mal registro de los detalles. El espátulado adecuado provee una mezcla cremosa suave con un mínimo de burbujas.

¿Qué efecto tiene la temperatura del agua sobre los tiempos de trabajo y de fraguado de los alginatos? La menor temperatura en el agua aumenta el tiempo de trabajo y de fraguado de los alginatos.

¿Cómo se comparan los materiales de impresión a base de alginato con los materiales de impresión a base de agar? Los alginatos y los agares tienen propiedades similares.

Describiremos como son las reacciones de fraguado de un mercaptano de una silicona y de un Poliéter.

- a) Mercaptano: Condensación de grupos mercaptanos terminales catalizados por dióxido de Plomo. b) Silicona: Condensación de grupos oxhidrilo terminales por ortosilicatos alquílicos. c) Poliéter: apertura del anillo imina.



¿Qué efecto tiene la temperatura y la proporción sobre el tiempo de trabajo y de fraguado de estos tres elastómeros?

	Proporción.	Aumento de la temperatura.
Mercaptano.	Método.	disminuye.
Silicona.	Mínimo	disminuye.
Poliéter.	Disminuye con una cantidad mayor de acelerador.	disminuye.

¿Qué materiales para impresión pueden utilizarse si se desea hacer un troquel de yeso o un troquel galvanoplástico de plata o uno de cobre? Se puede utilizar: mercaptano, silicona o poliéter.

Compare las recuperaciones elásticas de un mercaptano, silicona, poliéter. ¿cómo afecta la recuperación elástica el uso clínico? Silicona, poliéter, mercaptano. en ese orden. Un gran valor de recuperación elástica indica menor distorsión en el retiro. y en flexibilidad: Mercaptano, Silicona, Poliéter en ese orden (de mayor a menor).

## 11.- BARNICES Y RECUBRIMIENTOS CAVITARIOS.

La dentina es un tejido celular vital. Siempre que sea lesionada por la caries o por la preparación cavitaria, se manifestará una respuesta en la pulpa. Con el uso de barnices y recubrimientos cavitarios, particularmente en las cavidades profundas, se puede obtener una protección pulpar importante.

### 1. Barnices cavitarios.

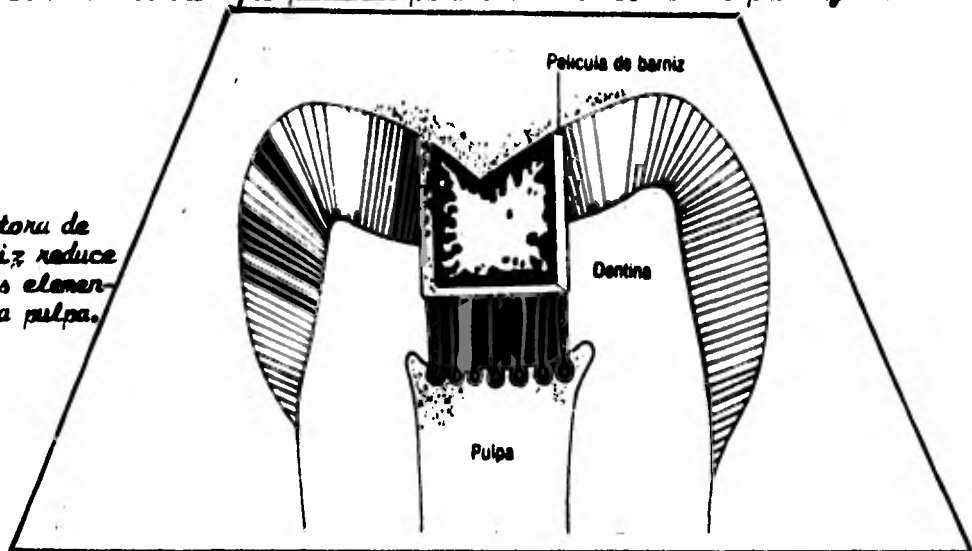
#### A. Composición.

Los barnices cavitarios constan principalmente de una goma natural, como la Copal, o una resina sintética disuelta en un solvente orgánico como acetona, cloroformo o éter. Cuando se aplica barniz a la preparación cavitaria, el solvente se evapora y deja una capa delgada de tipo resinoso en la superficie de la preparación. Son barnices representativos: 1.- Copalite. 2.- S.S. White Cavity Lining and Varnish. 3.- Cault varnish. 4.- Hardi Liner.

#### B. Aplicaciones.

El propósito básico de aplicar barniz a las paredes cavitarias es sellar los conductillos dentinarios expuestos y proteger a la pulpa, de la irritación por los agentes químicos de los materiales de obturación que pudieran penetrar a través de las prolongaciones odontoblásticas.

La acción protectora de una película de barniz reduce la penetración de los elementos químicos hacia la pulpa.



La delgada película de barniz se comporta como una membrana semipermeable inhibiendo el pasaje de algunos iones. La penetración del ácido fosfórico se ve notablemente reducida, aunque no totalmente inmedida, cuando se aplica un barniz cavitario antes de la inserción de cementos que contengan ácido fosfórico. Se recomienda que los barnices se apliquen antes de los cementos que contengan ácido fosfórico (Por ejemplo el fosfato de zinc o cementos de silicato). Cuando se los va a emplear como cementado, como base intermedia o como material de obturación, el Ph de estos cementos se mantiene bajo durante períodos prolongados. Si no proveerse protección, el ácido penetrará a través de los conductillos dentinarios y producirá una seria respuesta pulpar.

Una delgada capa de barniz cavitario puede también parcialmente la penetración de los iones metálicos de las que serían restauraciones del tipo de la amalgama hacia la dentina adyacente y al esmalte reduciendo la morbilidad de la alteración del

-color del diente en torno de las restauraciones de amalgama debido a la migración iónica.

Cuando se van a hacer restauraciones con silicato, el barniz cavitario debe retirarse de la capa del esmalte siempre que sea posible, para aprovechar el efecto anticariogénico del fluoruro liberado por el cemento.

El barniz cavitario debe aplicarse antes que cualquier otro material que pueda dañar la pulpa y después de cualquier material que produzca una respuesta favorable en la pulpa. Así, el barniz debe aplicarse antes que el cemento de Fosfato de Zinc, antes que el cemento de Silico-Fosfato, antes que el cemento de silicato, antes que la amalgama, antes que la orificación y antes de las resinas compuestas (a menos que esté contraindicado por el fabricante de la resina u de otro material). El barniz debe emplearse después de las colocaciones de medicamentos como son: el Hidróxido de calcio, los cementos de óxido de zinc y eugenol y el cemento de carboxilato.

También se emplea una delgada capa de barniz cavitario para reducir la filtración marginal en torno de la mayoría de los materiales de obturación, en especial de las restauraciones de amalgama. Esta capa de barniz actúa como un sellador inerte de la interfase entre el material de restauración y la pared cavitaria, reduciendo la penetración de los líquidos irritantes.

Esta reducción de la filtración marginal tiene importantes implicaciones biológicas. Los barnices son efectivos para controlar la reacción inflamatoria resultante de la inserción de restauraciones de amalgama en la reducción de la sensibilidad postoperatoria, causada por la filtración marginal. Aunque los barnices de resina son buenos aisladores térmicos, el espesor de la capa de resina en condiciones clínicas oscila entre 2 y 40 micrones lo que es insuficiente para brindar aislación térmica.

Los barnices cavitarios no se emplean bajo restauraciones de acrílico o de resinas combinadas a menos que esté específicamente indicado por el fabricante del material de restauración ya que los barnices convencionales interfieren con la reacción de polimerización de este tipo de materiales.

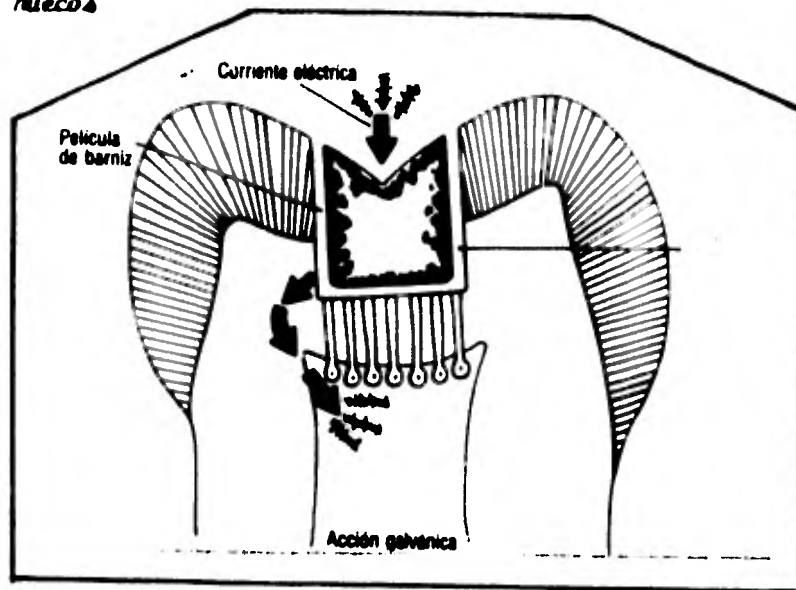
Algunos operadores emplean el barniz como un recubrimiento superficial sobre una restauración de silicato existente para protegerla de la deshidratación cuando se emplea goma dique o inmediatamente después de la inserción de una restauración de silicato para proveer protección durante las primeras 24 horas iniciales. Otro uso de los barnices cavitarios es contra el shock galvánico, o cuando se va a hacer electrocirugía a un sitio adyacente a una restauración metálica. En estos casos se aplica una capa de barniz continua sobre la restauración metálica que sirve como aislador eléctrico e tiempo temporario. En casos de shock galvánico, la protección temporaria da tiempo al tejido pulpar para recuperarse.

El barniz no siempre funciona adecuadamente como aislador eléctrico cuando se aplica a las paredes cavitarias antes de la inserción del material de restauración, debido a la dificultad de obtener una película continua. Normalmente, quedan orificios en la película, que sirven como puntos de entrada en la película de la corriente eléctrica, para ser transmitida de la restauración metálica a la dentina descubierta.

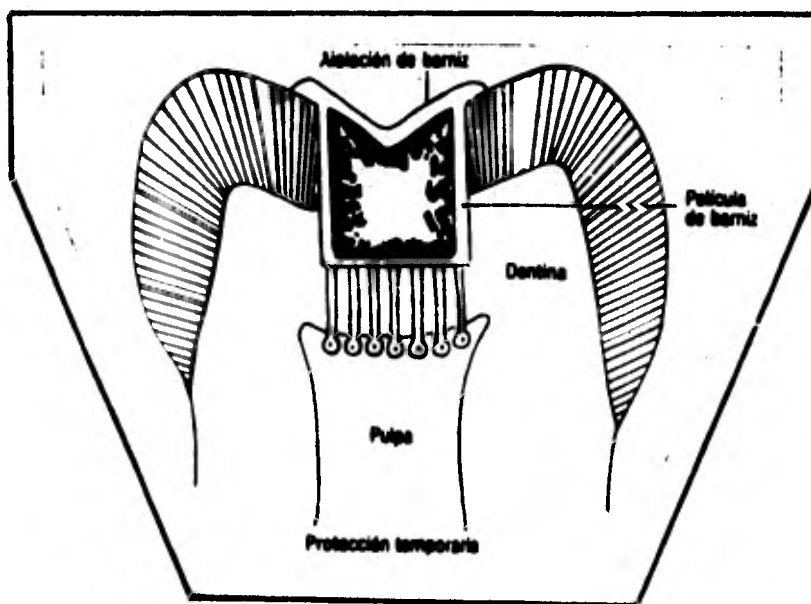
El uso de barniz sobre restauraciones metálicas, cuando se va a usar el electrodo en la electrocirugía en la intimidad o íntima proximidad, impide efectivamente que la corriente eléctrica chisporrotee sobre la restauración.



*Transmisión de la corriente  
galvánica a través de los huecos  
en la película de barniz.*



*Película de barniz  
empleada como aislador.*



### C. *Aplicación.*

Los barnices cavitarios deben aplicarse en una capa delgada y continua. La apertura continua del frasco permite que el solvente se evapore y el barniz, cuando se va -- espesando poco a poco. Los barnices espesos no deben utilizarse, porque las capas gruesas no sellan efectivamente los márgenes de una cavidad. El material puede diluirse agregando el solvente adicional suministrado por el fabricante.

*Barnices comerciales.*  
notese que cada uno tiene una botella de solvente adicional.



La técnica habitual consiste en sumergir una pequeña torundita (bolita) de algodón sostenida por una pinza, en el barniz, y pintar completamente todas las paredes cavitarias. La torunda de algodón no debe estar goteando un exceso de barniz, éste se elimina presionando la torunda contra una compresa. Deben hacerse dos aplicaciones sucesivas para reducir la posibilidad de que queden vacíos y para proveer una capa más continua. Entre una aplicación y otra deben dejarse pasar 15 a 20 segundos para permitir que el barniz se seque.

No hay evidencia de que sea necesario eliminar el barniz de los márgenes o de la superficie externa del diente excepto cuando se aplican restauraciones de silicato.

Debe prestarse especial atención al tallado de la amalgama, porque puede dejarse una gran cantidad de exceso de metal pegado a la capa de barniz que está sobre la superficie externa del diente.

La mejor forma de aplicar el barniz de los conductos es por medio de una lima para endodoncia con una pequeña cantidad de algodón en la punta.

Los barnices, como otros materiales con base de resinas, son relativamente insolubles y tienen baja resistencia a la abrasión. No existe evidencia de que algún barniz de que se dispone en el mercado tenga algún efecto antibacteriano.

#### D. *Productos comerciales.*

- 1.- Copalite (Harry J. Rosworth Co.)
- 2.- Cavity Varnish (S.S. White Div. Permalut)
- 3.- Caulk varnish L.D. Caulk Company.
- 4.- Caveseal Kerr Mfg. Co.

## 11. Recubrimientos.

### A. Composición.

1.- Un tipo de recubrimiento consta de un líquido en el que están suspendidos hidróxido de calcio y óxido de zinc en una solución de resinas naturales o sintéticas. Al aplicarlo a las paredes cavitarias el solvente se evapora y queda una delgada película, similar a la del barniz cavitario, que protege la estructura dentaria subyacente. Ejemplos de ellos son el Hydroxylite y el Chembar.

2.- Los sistemas de dos pastas que constan de una base y de un catalizador, cuando se los mezcla forman una masa fluida que fluye sobre el piso cavitario y endurece con rapidez produciendo una masa sólida. Estos sistemas de pastas (por ejemplo, Dycal) pueden contener hidróxido de calcio. Hay algunos sistemas que constan de una sola pasta con un solvente que se evapora, dejando una película de hidróxido de calcio (por ejemplo., Pulpdent, Hypocal). La pasta es una suspensión acuosa de hidróxido de calcio en Metilcelulosa.

### B. Aplicaciones.

Los recubrimientos cavitarios líquidos fueron desarrollados para incorporar los efectos benéficos del hidróxido de calcio y del óxido de zinc a un material de tipo barniz. Por lo tanto sus usos son similares a los de los barnices cavitarios. Los ingredientes básicos neutralizan los efectos del ácido fosfórico del silicato, del fosfato de zinc y de los cementos de silico-fosfato y se supone que son más efectivos para proteger la pulpa de los efectos irritantes que los barnices inertes.

Cuando se emplean recubrimientos cavitarios, deben estar confinados a los tejidos dentarios porque si se los deja en los márgenes, los aditivos se disuelven en los líquidos orales y se produce una capa porosa con aumento de su permeabilidad. Los recubrimientos en forma de pastas (por ejemplo., Dycal, Hydrex, Cavitec.) Son extensamente usados en cavidades muy profundas en la que es probable una exposición pulpar.

Recubrimientos comerciales  
a base de pastas.  
Cavitec (óxido de zinc y  
eugenol).  
Hydrex (Hidróxido de  
calcio)



-en este caso el espesor de la película endurecida es considerablemente mayor que la - de los recubrimientos líquidos o de los barnices cavitarios, aunque el espesor de los - barnices o recubrimientos cavitarios líquidos es de sólo de 5 a 25 micrones, los recubri- mientos en pasta forman películas cuyo espesor es de por lo menos 0,5 a 1 mm. Como con los recubrimientos líquidos, es perceptivo que estos materiales estén confinados a tejido den- tinario, ya que se disolverán eventualmente si se los deja en los márgenes y esto traerá un aumento de la filtración marginal.

El hidróxido de calcio parece ser el material de elección para el recubrimiento pul- par profiláctico en casos de exposición pulpar microscópica o en casos de franca exposi- ción. Es definitivamente el material de elección para los recubrimientos en las porciones más profundas de las cavidades que penetran más de 0,5 mm más allá de la unión amelodenti- naria. En las cavidades más extensas la base debe ser recubierta con una base más fuerte que nos ayudará contra la condensación y las fuerzas de la masticación que son más fuer- tes.

Los recubrimientos cavitarios en pasta ejercen un efecto terapéutico sobre la pul- pa estimulando la formación de dentina secundaria, y presentan una barrera física y quí- mica a los agentes irritantes que surgen de los materiales de obturación y de la filtra- ción marginal. Los recubrimientos de hidróxido de calcio son alcalinos, con un pH de apro- ximadamente 12 y son muy eficientes en la neutralización del ácido fosfórico. Cuando un - recubrimiento de hidróxido de calcio se pone en contacto con un tejido pulpar, se forma - un puente calcificado que sella el tejido vital. Como puede verse en el microscopio, la capa superficial del tejido se degenera y el tejido se retira entre 50 y 150 micrones - del agente de recubrimiento. Cuando un recubrimiento está en contacto con el tejido den- tinario, tiende a estimular la esclerosis de los conductillos de la dentina.

Los recubrimientos de óxido de zinc y eugenol (por ejemplo, Cavitec.) Se destaca - por su efectivo paliativo sobre la pulpa y son considerados los menos irritantes para la pulpa de todos los materiales utilizados para restauraciones cavitarias. No deben emple- arse bajo restauraciones de resina ya que el eugenol interfiere con la polimerización - lo que traerá como resultado una restauración defectuosa.

### C. Propiedades.

La resistencia de los materiales en pasta es en el orden de los 1100 psi para el - Dycal y el Hydrex, 750 psi para el Cavitec.

Como los otros tipos de cementos, los recubrimientos en forma de pasta con base de - hidróxido de calcio y óxido de zinc son buenos aisladores térmicos con bajo coeficiente de conductividad térmica, no obstante, aunque un material tenga un bajo coeficiente de con- ductividad térmica, es necesario cierto espesor mínimo para proveer una aislación adecua- da. Cuando la capa del recubrimiento cavitario es menor de los 0,5 mm de espesor, las pro- piedades aislantes son insuficientes.

### D. Productos comerciales.

- |                              |   |
|------------------------------|---|
| 1.- Dycal (L.D. Caulk Co.)   | 2.- Cavitec (Kerr Mfg. Co.)                 |
| 3.- Hydrex (L.D. Caulk Co.)  | 4.- Hydroxylina (George Lamb Products Inc.) |
| 5.- Chamber (L.D. Caulk Co.) | 6.- Hypo-Cal (Ellman Dental Mfg. Co.)       |

En este capítulo mencionamos términos diferentes a los cuales tenemos que hacer una definición más o menos aceptable para poder comprenderlos mejor.

Podemos decir que la base intermedia es un compuesto colocado entre la restauración y el piso cavitario con el objeto de proteger a la pulpa. También podemos mencionar que la electrocirugía es una técnica que emplea un delgado electrodo para extirpar tejidos blandos. Podemos decir también de la preparación cavitaria que es una operación quirúrgica que elimina la caries en una forma semejante a una caja para recibir la restauración. Las prolongaciones odontoblásticas son extensiones de las células que recubren la superficie de la pulpa dentinaria hacia el tejido dentinario. El recubrimiento pulpar será entonces la cobertura de la pulpa dental expuesta con un medicamento.

La sensibilidad operatoria es un leve dolor experimentado cuando se bebe agua fría o caliente o algún otro tipo de medicamentos o alimentos, durante varias semanas después de la inserción de una restauración. Debemos definir que el Shock galvánico es un dolor resultante de una leve descarga electrostática dentro de la cavidad oral por contacto de diferentes metales dentro de la boca.

En continuación enumeraremos los factores que contribuyen a la respuesta histopatológica de la pulpa dentaria a los traumatismos.

Primarias: Caries y traumatismo.

de manipulación: Calor. Tensión mecánica. Desecación. Profundidad cavitaria. Ambiente químico.

Posoperatorios. Calor. Microfiltración.

Como punto importante en este capítulo debemos mencionar que la finalidad de la aplicación de un barniz en las paredes cavitarias es la de sellar los conductillos dentinarios expuestos, y proteger así a la pulpa dentinaria de los agentes químicos irritantes que se desprenden de los materiales de obturación, que penetran a través de las prolongaciones odontoblásticas.

Algunos materiales dentales deben ser precedidos por la aplicación de barnices cavitarios como por ejemplo, los cementos de fosfato de zinc, los silico-fosfato y los silicatos la amalgama las orificaciones, y las resinas combinadas.

Las implicaciones biológicas de la aplicación de un barniz y de un recubrimiento cavitario serán, que el uso con criterio de los barnices cavitarios y de los recubrimientos cavitarios provee una importante protección pulpar. La reducción de la filtración marginal como resultado del uso del barniz presumiblemente trae como resultado una reacción inflamatoria de la pulpa y una disminución de la sensibilidad posoperatoria. Los recubrimientos en forma de pasta son particularmente efectivos en los casos de exposición pulpar microscópica o en los casos en los que se trata de una casi exposición ya que estimula la formación de un puente calcificado sobre la pulpa y la esclerosis de los conductillos dentinarios. Debemos mencionar que los barnices cavitarios están contraindicados bajo obturaciones de resinas convencionales porque, estos interfieren con las reacciones de polimerización de las resinas convencionales. También debemos mencionar que los barnices cavitarios en cierta forma son malos como protectores antieléctricos por la dificultad de obtener una película bien definida y continua. Normalmente hay pequeños vacíos que quedan en la película de barniz y que sirven como puntos de entrada de la corriente eléctrica.

Los componentes de los barnices cavitarios y los componentes de los recubrimientos cavitarios líquidos son: Los barnices cavitarios constan principalmente de una goma natural o una resina sintética disuelta en un solvente orgánico.

Los recubrimientos cavitarios son de dos tipos:

1.- Líquidos. 2.- Pastas.

Los primeros constan de hidróxido de calcio y óxido de zinc y eugenol suspendidos en una solución de resinas naturales o sintéticas.

Cuales son los usos de los barnices cavitarios? Los conductillos dentinarios expuestos sellan los márgenes de las restauraciones (reducen las filtraciones marginales), protegen la superficie de las restauraciones de silicato de la hidratación, y aíslan una restauración metálica del contacto eléctrico.

Cuales son los usos de los recubrimientos cavitarios? Los recubrimientos cavitarios líquidos se emplean para los mismos fines de protección que los barnices cavitarios. Los recubrimientos cavitarios en forma de pastas se emplean como agentes de recubrimiento - pulpar directo o indirecto. Y como ya hemos mencionado, no podemos utilizar los recubrimientos pulpares hechos a base de óxido de zinc y eugenol porque interfieren con la reacción de polimerización, de la resina en cuestión.

12.- CEMENTOS DENTALES PARA CEMENTACIÓN Y AISLAMIENTO  
TÉRMICO. BASES DE CEMENTO.

Los cementos dentales son materiales de resistencia relativamente baja, pero se usan extensamente en odontología cuando la resistencia no es un requisito fundamental con una posible excepción, no se adhieren al esmalte ni a la dentina, y se disuelven y erosionan en los líquidos bucales. Estos defectos los convierten en materiales no permanentes. Sin embargo, independientemente de ciertas propiedades inferiores, poseen tantas características positivas que se utilizan en 40 a 60% de las restauraciones. Se usan como agentes cementantes para restauraciones coladas o bordas ortodónticas, como aislantes térmicos debajo de restauraciones metálicas, y para protección pulpar. Hay que destacar que, en conjunto, sus propiedades químicas y físicas dejan mucho que desear, y es preciso establecer técnicas de preparación para obtener el óptimo rendimiento.

Clasificación de los cementos dentales. Los cementos dentales se clasifican según su composición

Cemento	Principal	Secundario
Fosfato de zinc	Agente cementante para restauraciones y aparatos ortodónticos Base	Restauraciones temporales Restauraciones de conductos radiculares
Fosfato de zinc con sales de cobre o plata	Restauraciones temporales	
Fosfato de cobre (rojo o negro)	Restauraciones temporales	Agente cementante para aparatos ortodónticos
Oxido de zinc-eugenol	Restauraciones temporales Base Protección pulpar Agente cementante para restauraciones	Restauraciones de conductos radiculares
Polycarboxilato	Agente cementante para restauraciones Base	Agentes cementantes para aparatos ortodónticos
Hidróxido de calcio	Protección pulpar Base	
Silicato	Restauraciones anteriores	
Silicofosfato	Agente cementante para restauraciones	Restauraciones temporales
Resina acrílica	Agente cementante para restauraciones	Restauraciones temporales

Clasificación de los cementos dentales.

Los cementos de fosfato de zinc se usan principalmente para la cementación de incrustaciones y de otras restauraciones confeccionadas fuera de la boca. Con esta finalidad se utiliza el cemento de silicofosfato, una combinación de cemento de silicato y de fosfato de zinc, particularmente cuando se usa un material de obturación translúcido, tal como la porcelana o la resina.

A veces, se añaden sales de plata, cobre y mercurio a los cementos para conferirles propiedades bacteriostáticas o bactericidas, por esta razón, se puede usar también óxido de cobre en lugar de óxido de zinc, aunque muchos investigadores han estudiado las propiedades antibacterianas de todos los materiales dentales, no se conoce todavía su influencia exacta. El papel de los cementos dentales en este campo es decididamente controvertido.

Puesto que los cementos con propiedades antibacterianas son más irritantes que otros, queda limitada su acción y utilización a procedimientos endodónticos o para cementación de aparatos ortodónticos.

Cuando la cavidad tallada está cerca de la pulpa, se coloca una base de cemento para proteger la pulpa de traumas mecánicos y térmicos. Con esta finalidad, se puede usar cualquier cemento, excepto los cementos de silicato y de cobre, que son considerados demasiado irritantes. Aunque también algo irritante, el cemento de fosfato de zinc es uno de los más resistentes y brinda una buena protección a la pulpa contra el trauma mecánico.

Igual que la mayoría de los otros materiales de base usados comúnmente, es excelente aislante térmico. En el cuadro siguiente se muestra que estos valores son del mismo orden general que otros aislantes conocidos, tales como el arianto y el corcho.

Material	Conductividad térmica
	$[\text{cal. seg}^{-1} \text{cm}^{-2} (\text{C/cm})^{-1}] \times 10^{-4}$
Cemento de fosfato de zinc (seco)	3.11
Cemento de fosfato de zinc (mojado)	3.88
Cemento de resina	3.25
Gutapercha	3.55
Caucho de zinc-eugenol	3.98
Cemento de silicato	4.58
Fibra de amianto	1.90
Corcho	7.00

Conductividad térmica de diversos cementos para base con dos aisladores comúnmente conocidos.

La dentina es, por supuesto, muy mala conductora del calor y por ello constituye un aislante de los cambios de temperatura que se producen en la boca y del calor generado durante el tallado de la cavidad o la colocación de materiales de restauración.

Los cementos de óxido de zinc y eugenol son de uso difundido como material para base y para la cementación permanente de restauraciones de oro. ejercen acción paliativa sobre la pulpa y también son buenos aisladores térmicos.

Los cementos de policarboxilato constituyen la innovación más reciente de este campo. Hay pruebas de que este tipo de cemento tiene una cierta adhesividad a la estructura dentaria. Se usan como agentes cementantes de restauraciones de oro. Debido a sus características adhesivas se emplean también como cementantes de agarres ortodónticos, eliminando así la necesidad de embandar el diente. Como sus características biológicas son semejantes a las del cemento de óxido de zinc-eugenol, se suelen utilizar como material de base.

Los cementos de silicato se emplean casi exclusivamente como materiales para obturaciones permanentes. Poseen propiedades estéticas razonablemente buenas cuando se colocan en el diente. Lamentablemente, se desintegran gradualmente en los líquidos bucales, se pigmentan y se agrietan; por ello, no se los puede denominar permanentes, en comparación con los materiales de obturación metálica, por ejemplo. Los cementos de silicato y silico-fosfato se estudiarán en el capítulo siguiente.

Todos los cementos que se conocen se contraen al fraguar. Todos son blandos y débiles en comparación con los metales, y todos se desintegran lentamente en los líquidos bucales. No se ha hallado la solución para esta debilidad, y se la debe tener en cuenta cuando se usen estos materiales.



## Cementos de fosfato de zinc.

1.- **Composición.** El componente básico del polvo de fosfato de zinc es el óxido de zinc. El principal modificador es el óxido de magnesio, presente en una proporción de una parte de óxido de magnesio por nueve partes de óxido de zinc, además el polvo puede contener pequeñas cantidades de otros polvos como son el óxido de bismuto y el óxido de sílice.

Los líquidos se componen esencialmente de fosfato de aluminio, ácido fosfórico y, en algunos casos, fosfato de zinc. Las sales metálicas se agregan como reguladores del pH para reducir la velocidad de la reacción del líquido con el polvo. El contenido promedio de agua de los líquidos es de 33% a 5%. La cantidad de agua presente es un factor que interviene en la regulación de la ionización del líquido, y es un ingrediente importante en la velocidad y tipo de reacción entre el líquido y polvo.

Aunque por lo general las composiciones de los líquidos son similares, no se puede intercambiar los líquidos y usarlos con diferentes polvos. La composición del líquido es decisiva, y el fabricante pone especial cuidado en ella.

2.- **Química del fraguado.** Cuando se mezcla un polvo de óxido de zinc con un ácido fosfórico, se forma una sustancia sólida con gran rapidez y con gran generación de calor.

No se conoce con seguridad la naturaleza exacta del producto de esta reacción. Se cree que el producto final es el fosfato de zinc terciario ( $Zn_3(PO_4)_2 \cdot 4H_2O$ ) hopeíta. Por otra parte, se averiguó que el elemento principal que liga las partículas del óxido de zinc entre sí es el  $ZnHPO_4 \cdot 3H_2O$ . Más recientemente se identificó a esta matriz como un fosfato de zinc amorfo. Sin embargo, se informó que en los dos últimos casos finalmente se produce hopeíta por hidratación del cemento.

Independientemente de la composición del producto final, es probable que la reacción consiste en una solución de la superficie de las partículas de polvo en el ácido fosfórico a saturación. Posiblemente, después se produce una reacción para formar un fosfato de zinc ácido, tal como el  $ZnHPO_4 \cdot H_2O$  seguido de la formación del producto o los productos finales.

Es probable que todo el óxido de magnesio presente en el polvo del cemento dental reaccione de manera similar para formar fosfato de magnesio terciario ( $Mg_3(PO_4)_2 \cdot 4H_2O$ ) este producto es bastante insoluble en el agua, aunque no es tan insoluble como el fosfato de zinc terciario.

En el cemento dental se retarda la reacción añadiendo amortiguadores al líquido. Así mismo, se reduce la reactividad del polvo aglutinando los ingredientes a temperaturas comprendidas entre 1000 y 1400 grados centígrados, en una torta que luego se tritura y tamiza para conseguir un polvo fino.

La reacción es de naturaleza peritética. Alrededor de cada partícula se forma una vaina de producto de la reacción, y a medida que se espesa, la difusión del ácido residual se hace cada vez más difícil. La vaina cristalina es más densa cerca de la partícula y los cristales disminuyen en cantidad a medida que la matriz se espesa. El resultado final es una estructura nucleada como la que vemos a continuación.

### Regulación del tiempo de fraguado.

Es preciso regular con precisión el tiempo de fraguado del cemento. Si el cemento fragua con excesiva rapidez, se perturba la formación de cristales quebrándolos durante la mezcla del cemento, o al colocar la incrustación o la corona en el diente tallado, y el producto fraguado será débil, falta de cohesión. Si el tiempo de fraguado es prolongado alargamos innecesariamente la maniobra. Un tiempo razonable de fraguado a temperatura bu-



Microfotografía electrónica de un cemento de fosfato de zinc fraguado. El núcleo es el polvo de óxido de zinc sin disolver y la matriz es fosfato de zinc terciario.

El tiempo de fraguado para el cemento de fosfato de zinc está entre 5 y 9 minutos. El tiempo de fraguado se mide con una aguja de Gillmore de 1 libra, a 37 grados centígrados y humedad relativa de 100%. Se define como el tiempo que transcurre desde el comienzo de la mezcla hasta que la aguja deja de penetrar en la superficie del cemento cuando se deja caer suavemente la aguja de Gillmore.

El proceso de elaboración influye en el tiempo de fraguado de la siguiente manera:

- 1.- La composición y la temperatura de aglomeración del polvo son, indudablemente, factores que participan en la regulación del tiempo de fraguado. Cuanto más elevada la temperatura de aglomeración, mayor es la lentitud de fraguado del cemento.
- 2.- La composición del líquido, como ya se estableció, es otro factor que interviene, por que la presencia de sales reguladoras del pH o "buffer" y el agua influyen decisivamente en el tiempo de fraguado.

3.- Cuanto mayor es el tamaño de las partículas de polvo, tanto más lenta es la reacción debido al menor contacto de la superficie del polvo con el líquido. En cierto sentido cuando el operador mezcla el polvo con el líquido, está continuando el proceso de fabricación. Los factores que domina el odontólogo son los siguientes:

- 1.- Cuanto menor es la temperatura durante la mezcla, tanto más prolongado es el tiempo de fraguado. La temperatura se regula enfriando la loseta donde se hace la mezcla.
- 2.- En algunos casos, la velocidad a la que se incorpora el polvo al líquido influye en el tiempo de fraguado en forma notable. Por lo general, cuanto más despacio se haga la incorporación del polvo, mayor es el tiempo de fraguado. La incorporación lenta del polvo prolonga el tiempo de mezclado, y por lo tanto, retarda el tiempo de fraguado.
- 3.- Cuanto mayor es el tiempo de mezclado, dentro de límites prácticos, mayor es el tiempo de fraguado. Hay que señalar que este efecto es inverso al del yeso común. La matriz se completa después de la mezcla. Toda formación que se produzca después de la mezcla es destruida.

4.- Cuanto mayor sea la cantidad de líquido empleado con la relación de su polvo más lento será el fraguado. El ácido atenúa la mezcla y se requiere más tiempo para que se entremezclen los cristales.

La mejor manera de regular el tiempo de fraguado que tiene el odontólogo es modificar la temperatura de la loseta. Por lo general es conveniente alargar el tiempo de fraguado para tener la seguridad de tener tiempo suficiente para preparar el cemento, para poder mezclar la mayor cantidad de polvo y asegurarnos de obtener la consistencia adecuada, por esta razón es que enfriamos la loseta. No hay que enfriarla por debajo del punto de rocío del medio ambiente; si no, se recoge humedad sobre la loseta, y como veremos, las propiedades disminuyen.

La velocidad de incorporación del polvo al líquido es otro factor de que dispone el odontólogo para controlar el tiempo de fraguado. Para controlar este factor se incorporan cantidades iguales de polvo pero que sean pequeñas. Se evitará la prolongación del tiempo de fraguado recurriendo al uso de relaciones polvo-líquido más elevadas porque ello ejerce un efecto adverso a la resistencia y a la solubilidad.

**Contenido de agua del líquido.** Como lo hemos señalado el contenido de agua en el líquido lo establece el fabricante, y el dentista debe mantenerlo; de no ser así, el equilibrio químico se perturba. Muchas veces encontramos la raíz del comportamiento errático del cemento en el cuidado inadecuado del líquido.

Si se deja destapada la botella del líquido, el contenido de agua del líquido se modifica según la presión de vapor de la atmósfera en relación con la presión de vapor del líquido. Así, por ejemplo, el líquido del cemento expuesto al aire por un día perderá 7.5% del peso debido a la evaporación de agua. Sin embargo si la humedad es suficientemente elevada, de tal manera que la presión de vapor de el aire es superior a la presión de vapor del líquido del cemento, este absorberá agua. El líquido de cemento conservado en agua por espacio de un día incorporó 6.9% de agua es obvio que hay que dejar destapada la botella del líquido el menor tiempo posible. Además, no hay que dejar el líquido en contacto con el aire sobre la loseta sino hasta el momento de hacer la mezcla.

El efecto de los cambios de contenido de agua del líquido en el tiempo de fraguado del cemento de fosfato de zinc por lo menos en un margen de  $\pm 10\%$  no es marcado. No obstante, el aumento o la disminución del agua en el líquido perjudica las propiedades químicas y físicas del cemento. En el esquema siguiente esta representada la influencia de las modificaciones del contenido de agua de los líquidos en la solubilidad de los cementos de fosfato de zinc, de silicofosfato y de silicato. Los cementos preparados con los líquidos del fabricante eran considerablemente menos solubles que los cementos que se habían preparado con los líquidos a los cuales se había quitado parte del agua por evaporación o se había agregado agua por evaporación aditiva. La incorporación o pérdida de agua en los líquidos de los cementos ejerce influencia comparable en la resistencia a la compresión, la resistencia a la tracción, y la resistencia a la abrasión.

Puesto que se obtienen las propiedades máximas del cemento solo si el contenido de agua permanece inalterado, no hay que enfriar la loseta por debajo del punto de rocío. La humedad formada sobre la loseta se incorporaría a la mezcla, aumentando así el contenido de agua, lo cual a su vez reduciría las propiedades del cemento fraguado.

Igualmente, el líquido del cemento debe ser protegido del agua durante su almacenamiento y uso. La insuficiencia de agua en el líquido del cemento se manifiesta por la formación de cristales sobre las paredes del frasco, o el enturbiamiento del líquido. Esto es resultado de la precipitación de las sales reguladoras del pH. Lamentablemente no se observa cambio alguno cuando el líquido absorbe agua. La apertura en repetidas ocasiones del frasco por periodos prolongados altera la relación agua-ácido del líquido remanente. Por ello, hay que descartar el último quinto del líquido. En realidad la especificación número 8 de la asociación dental americana incluye un requisito que establece que el fabricante debe proveer 20 por 100 de exceso de líquido en proporción a la cantidad total de polvo.

Es menester conservar limpio y sin residuos el cuello del frasco. No es necesario agitar el frasco.

**Acidez.** Como es previsible por la presencia del ácido fosfórico, la acidez de los cementos es bastante elevada en el momento en que son colocados en el diente. Tres minutos después de comenzada la mezcla, el pH del cemento de fosfato de zinc es de 3.5, como se indica en el siguiente cuadro.

pH de cementos dentales a diferentes intervalos de tiempo después de la mezcla. se usó una mezcla de consistencia tipo, y el pH fué determinado por medio de electrodos de microantimonio.

Cemento	1 min	1 hora	24 horas	18 horas	1 mes	24 días
Fosfato de zinc	3.5	5.0	6.6	6.8	6.9	6.9
Silicofosfato	3.2	5.4	6.1	6.3	6.5	6.7
Cobre de tipo II	2.5	5.0	5.8	6.3	6.5	6.5
Cemento de plata	2.7	5.7	6.7	6.8	-	-
Silicato	2.8	3.7	5.0	5.2	5.2	5.2
Cobre tipo I	0.8	3.0	4.7	5.1	5.2	5.3

En continuación el pH, aumenta rápidamente, alcanzando la neutralidad entre 24 y 48 Hrs. Cuando las mezclas son fluidas el pH es más bajo y permanece bajo por más tiempo. El pH inicial y el de las mezclas fluidas del fosfato de zinc son de alrededor de 0,5 de unidad inferiores a los registrados en mezclas más espesas.

Por lo general, se cree que el diente propiamente dicho actúa de alguna manera para neutralizar el pH bajo. Al principio, el diente ayuda a elevar el pH del cemento de fosfato de zinc. Cuando, por ejemplo, se mide el pH de la mezcla de cemento de la interfase cemento diente tres minutos después de haber hecho la mezcla, es de 0,5 de unidad pH superior al que se determina por separado en la mezcla de cemento. Por otro lado, el pH al cabo de un mes es levemente menor en la interfase cemento-diente que en la mezcla testigo. Se comprobó así que el diente solo ejerce un efecto limitado en la regulación del pH.

También la temperatura afecta al pH del cemento. El pH del cemento de fosfato de zinc a 37 grados centígrados es de 0,2 unidad pH mayor que el medio a 20 grados centígrados.

De estos datos se desprende que, durante las primeras horas que siguen a la colocación del cemento, el ataque de su ácido no lesiona la pulpa. Sin embargo, estudios realizados con cementos de fosfato de zinc preparados con líquidos que contenían ácido fosfórico radiactivo indica que en algunos dientes el ácido del cemento penetra en la dentina a una profundidad de hasta 1.5mm. Así, pues, si la dentina subyacente no está protegida de la infiltración de ácidos, puede haber lesión pulpar.

**Consistencia.** La consistencia inicial de la mezcla de polvo y líquido es de considerable importancia. Desde el punto de vista de las propiedades físicas, es conveniente que la mezcla sea de consistencia espesa. No obstante, la mezcla muy viscosa no está indicada para la cementación de incrustaciones o conos, porque la mezcla no correrá fácilmente por debajo del coluto; en consecuencia, la restauración no calentará como corresponde.

La consistencia del cemento se halla decididamente vinculada con la relación líquido polvo. En determinadas condiciones de fraguado. Cuanto mayor es la cantidad de polvo incorporado al líquido, tanto más espesa es la mezcla, pero la temperatura de la loseta también determina la viscosidad de la mezcla, acelerando o retardando la reacción de fraguado.

Las mezclas de cemento preparadas con idénticas relaciones polvo-líquido. La temperatura de la loseta en (A) era de 18 grados centígrados; la temperatura de la loseta (B) era de 29 grados centígrados.



Se prepararon dos mezclas de cemento siguiendo las indicaciones del fabricante sobre la relación polvo-líquido y empleando idénticos procedimientos de preparación. La única variable era la temperatura de la loseta de (A) y de (B). La mezcla preparada sobre la loseta fría sirve para cementación de restauraciones coladas; la mezcla hecha sobre la loseta tibia es demasiado viscosa para fijar con ella colados de precisión.

Así, hay que mezclar el cemento sobre una loseta fría para permitir la incorporación de la misma cantidad y máxima cantidad de polvo en todas las ocasiones que sea necesario, y, por ejemplo, obtener las máximas propiedades y mantener una consistencia útil.

Debido a las diferencias entre diversas marcas de cements, la relación polvo-líquido para obtener la consistencia apropiada varía de un producto a otro. El fabricante debe especificar la relación de polvo líquido apropiada para conseguir la consistencia adecuada.

Es frecuente que las recomendaciones del fabricante respecto a las concentraciones o a las relaciones polvo-líquido se basen para producir una consistencia de "mezcla tipo". La consistencia "tipo" tal como la define la especificación número 8 de la asociación dental americana, se determina por el ensayo de aplastamiento modificado. Es la consistencia obtenida cuando se mezcla la cantidad de polvo adecuada con 0,5 ml de líquido de tal manera que se forme un disco de 30 mm de diámetro de 0,5 cm de cemento mezclado y no frágido cuando se presione bajo dos vidrios y bajo una carga de 120 gramos.

Las propiedades físicas de los cements dentales se estudian sobre muestras hechas de mezclas de consistencia tipo. Más bien, se le considera como representativa de la consistencia corriente empleada en la clínica. Proporciona datos interesantes para comparar un cemento de fosfato de zinc con otro.

**Espesor de la película.** Para que una incrustación o una corona calce adecuadamente, la película de cemento ha de ser suficientemente delgada para que no interfiera en la adaptación de la restauración. Además, el espesor de la película de cemento y la adaptación de la restauración son determinados por la presión de cementación, la viscosidad y la temperatura del cemento, así como por la inclinación de las paredes de la cavidad tallada.

Con la finalidad de facilitar el asentamiento completo de las restauraciones cementadas de ciertos diseños (V.G., coronas coladas completas con paredes paralelas largas), es conveniente proporcionar una vía de escape para el cemento. Una de las técnicas se denomina "ventilación" del colado. Esto se consigue perforando un pequeño orificio en la superficie oclusal de la corona colada en oro. Cuando la corona es cementada sobre el diente, el exceso de cemento sale por el orificio. Después, se rellena el orificio por la condensación de oro en hojas, o mediante un tapón colado de oro preparado con antelación.

Lógicamente, el espesor mínimo se relaciona con el tamaño de las partículas del polvo empleado. Sin embargo, el espesor real de la película puede ser menor que la dimensión máxima de la partícula. Sin duda, el tamaño original de la partícula disminuye por disolverse

-se en el líquido durante la mezcla, también puede ser anulada durante la mezcla y por presión ejercida sobre la incrustación al ser instalada. Se ha determinado, por ejemplo, que un cemento hecho de polvo de partículas que tenían partículas de 75 micrones en una dimensión posea una película cuyo espesor era de sólo 35 micrones.

Sin embargo, las partículas que se escurren entre las paredes de la restauración y el diente son capaces de soportar la presión ejercida por el operador al instalar la restauración. El tamaño de estas partículas ha sido denominado "tamaño de grano efectivo" del cemento. Por lo general, cuanto más finas son las partículas originales, menor es el tamaño de grano efectivo y menor el espesor de la película.

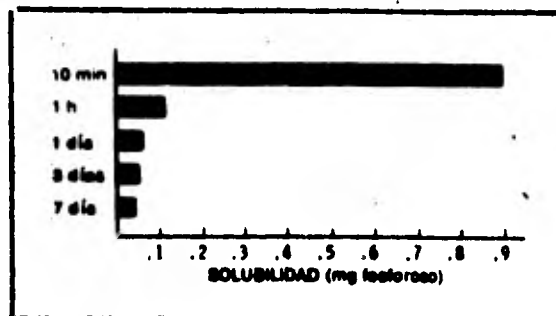
El ensayo empleado para el espesor de la película es el descrito en el artículo número 8 de la Asociación dental Americana. Se colocó una mezcla de cemento de consistencia tipo sobre una superficie aproximada de 2cm cuadrados entre dos vidrios, bajo una carga de 15 kilogramos durante un tiempo de 10 minutos. Según la especificación, el aumento de espesor de los dos vidrios originado por la película de cemento no debe ser mayor de 25 micrones para el cemento tipo I y de 40 micrones para el cemento de tipo II. Los cementos de tipo I están clasificados como cementos de grano fino y se usan para la cementación de coronas de precisión, y los cementos de tipo II están considerados como cementos de grano mediano, útiles para las demás cementaciones.

**Contacto con la humedad.** A la luz de la explicación precedente sobre la naturaleza crítica del contenido de agua del cemento, es evidente que hay que mantener seca la zona cercana al cemento mientras se prepara la mezcla del polvo con el líquido y se le coloca en el diente, y mientras endurece. Si se deja endurecer el cemento bajo una película de saliva, parte del ácido fosfórico se filtra y la superficie queda opaca, blanda y se disuelve fácilmente en los líquidos orales.

En el gráfico de la siguiente figura está representado el efecto del tiempo de exposición a la humedad en la solubilidad del cemento de fosfato de zinc. Se colocó un grupo de muestras de cemento en contacto durante 10 minutos con agua después de preparado. Este sería el tiempo aproximado que el cemento quedaría expuesto a la saliva en condiciones clínicas. El resto de las muestras fueron protegidas de el agua durante los intervalos de tiempo indicados.

La solubilidad de las muestras expuestas al agua a los 10 minutos era apreciablemente mayor que la de las muestras protegidas durante periodos más prolongados. Los efectos degradantes de la exposición temprana al agua indican que las superficies expuestas del cemento deben ser protegidas de los líquidos bucales el mayor tiempo posible.

**Efecto en la solubilidad del tiempo que las muestras de fosfato de zinc están expuestas al agua después de la mezcla.** Cuanto mayor sea el tiempo que el cemento esté protegido del agua menor será la solubilidad del mismo.



Una capa de barrera cavitario aplicada a los márgenes de las restauraciones y bandas ortodónticas recién cementadas ayudan a proporcionar esta protección.

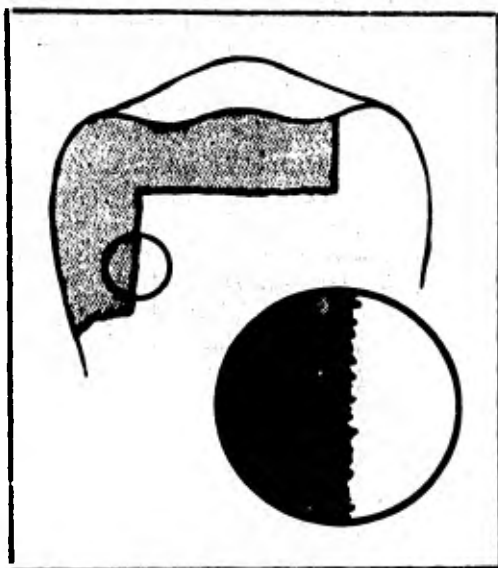
Sin embargo, de lo anterior no hay que inferir que hay que provocar la deshidratación completa. Si, por ejemplo, se secan con alcohol y aire las paredes de la cavidad tallada es posible que los canalículos dentinarios absorban más ácido fosfórico del líquido del cemento y se lesione la pulpa.

Una vez fraguado el cemento, no hay que dejar que el cemento se seque. El secado del cemento fraguado produce contracción y agrietamiento de la superficie, lo cual termina inevitablemente en su desintegración. La protección del barniz cavitario reduce la deshidratación e impide el contacto prematuro con los líquidos bucales.

**Retención.** Como se explicó, la adhesión se refiere a la unión de moléculas diferentes. No hay adhesión entre el cemento de fosfato de zinc y la estructura dentaria, o cualquiera de los materiales de restauración con los que se emplea.

Sin embargo, es indudable que hay trabazón mecánica semejante a la acción cementante que mantiene unido el papel o madera pegados, que proporciona cierta cantidad de retención a la corona o restauración de otro tipo. Cuando, por ejemplo, se unen dos trozos de madera con una cola común, el líquido adhesivo se insinúa en las minúsculas aberturas y surcos. Cuando el adhesivo se endurece, estas múltiples y pequeñas extensiones digitiformes actúan como retenciones y mantienen a las dos partes en estrecho contacto. Al separar las partes es necesario seccionar estas extensiones.

Siempre que se instale una incrustación en la cavidad tallada, la superficie de la incrustación y la de la pared dentaria tienen irregularidades hacia las cuales penetra el cemento en estado plástico. Una vez que endurece el cemento, estas extensiones, muchas de las cuales son espacios muertos, ayudan a dar retención a la incrustación, como podemos apreciar en la siguiente ilustración.



Esquema de los mecanismos sugeridos mediante los cuales un cemento dental confiere retención mecánica a la incrustación de oro. El cemento penetra en las irregularidades de la estructura dentaria y del calado, y al endurecerse ayuda a mantener a la restauración en su lugar. En el círculo se observa la fractura de estas pequeñas proyecciones del cemento y la pérdida de la retención, posiblemente como consecuencia del desplazamiento de la incrustación.

Por esta razón las superficies muy pulidas no tienen una retención muy grande cuando están unidas con cemento dental como cuando tienen superficies levemente rugosas.

Hay que volver a destacar esta unión retentiva que se forma con este cemento y la mayoría de los demás cementos dentales es mecánica, y no crean verdaderas uniones adhesivas. Además, la retención de la restauración está dada por la mecánica del diseño cavitario, y no por característica adhesiva alguna del cemento.

El espesor de la película que queda entre la restauración y el diente también es importante y se considera un factor de retención. Cuanto más fina es la película, mejor es su acción cementante. Es probable que su efecto sea el resultado de una serie de factores, uno de los cuales es que el cemento se halla sujeto a imperfecciones internas, tales como espacios llenos de aire y defectos estructurales de la masa, que se reducen en una película fina, como en el caso de la verdadera adhesión. Otros factores responsables de la diferencia tienen que ver con la química de la superficie, tensión superficial y ángulo de contacto y fenómenos similares.

Hay, sin embargo, además del espesor de la película, hay otras propiedades que se incluyen en la unión del cemento. Si, por ejemplo, la mayoría de estas extensiones de cemento se-

-fracturaron la restauración dejaría de estar trabada mecánicamente al diente, por ello - a mayor resistencia de cemento, menor debe ser la tendencia a la fractura de estas exten- siones de cemento. Se comprobó que por lo general se requieren mayores fuerzas de tracción o tangenciales para desprender aparatos cementados con sustancias cementantes de alta re- sistencia a la compresión que cuando se usan cementos de baja resistencia a la compresión. No obstante, las fuerzas ejercidas durante la masticación son sumamente complejas. Es indis- cutible que en esta retención intervienen otras propiedades, además de la retención. Ellas in- cluyen la resistencia a la tracción, y tangencial del cemento y el espesor de la película como se explicó antes.

La retención mecánica depende de los cambios dimensionales que se producen durante - el fraguado, como consecuencia de la pérdida o incorporación de agua, o como consecuencia - de las diferencias de en el coeficiente de expansión térmica del diente, de la estructura cementada y del mismo cemento.

**Estabilidad Dimensional.** El cemento de fosfato de zinc se contrae más cuando se halla en contacto con el aire que con el agua. Así, no dejaremos que el cemento se seque. Si el cemento está en contacto con el agua, su contracción es despreciable en relación - con su cementación. Si, por ejemplo, la película que se halla bajo la incrustación tiene - 0.1mm de espesor, y si el cemento se contrae linealmente 0.08 por 100, la contracción re- al de la película es de 0.00008 milímetro, o 0.08 micrón. Esta minúscula modi- ficación no - tiene importancia clínica.

**Resistencia.** La resistencia de los cementos dentales se determina bajo fuerzas - de compresión. Según la especificación núm. 8 de la asociación dental americana, la resis- tencia a la compresión del fosfato de zinc no debe ser inferior a los 700 kg/cm cua- - do al cabo de 24 horas de haber hecho la mezcla.

Como se dejó establecido con anterioridad, la resistencia del cemento depende de la relación polvo-líquido (siguiente figura)

Efecto de la relación polvo-líquido en la resistencia a la compresión de un cemento de fosfato de zinc.

Polvo (g)	Resistencia a la compresión	
	Kg/cm <sup>2</sup>	psi
0.50	590	5 500
0.75	560	8 000
1.00	630	9 000
1.25	910	13 000
1.50	980	14 000
1.75	1020	14 500
2.00	1060	15 000
2.50	1120	16 000
3.00	1160	16 500

Como se puede observar, la resistencia a la compresión aumenta rápidamente a medida que aumenta la relación polvo-líquido o más propiamente dicho cuando aumenta la canti- dad de polvo mezclada con 0.5 mililitro de líquido. La mezcla para una consistencia "tipo" de este cemento en particular se compone de 1.4 gramos de polvo con 0.5 mililitros de líquido. Se observará que la resistencia obtenida al aumentar el polvo por encima de su - cantidad adecuada es relativamente pequeña, especialmente si la comparamos con la reduc- ción de la resistencia cuando se usa menor cantidad de polvo.

Como se deduce en el siguiente cuadro el cemento fraguado adquiere su mínima resis- tencia, para toda finalidad práctica, dentro del primer día, alcanza alrededor del 75% de - su resistencia máxima durante la primera hora después de haber hecho la mezcla.



### Cambio de la resistencia a la compresión con el tiempo.

Tiempo	Resistencia a la compresión	
	(Kg/cm <sup>2</sup> )	(psi)
1 hora	770	11 000
3 horas	910	13 000
1 día	1010	14 500
1 semana	1090	15 500
4 semanas	1050	15 000

Cuando los cementos de fosfato de zinc se hallan largo tiempo en contacto con el agua, hay una gradual disminución de la resistencia, probablemente debido a la disolución lenta del material, similar a la que tiene lugar en la boca.

Es probable que la resistencia del fosfato de zinc sea suficiente cuando se coloca por debajo de una incrustación o de una corona, pero cuando está expuesto a las fuerzas bucales, por no tener una restauración colada, tales como los materiales de obturación temporales, su fragilidad y su relativa baja resistencia producen fracturas y desintegración bajo estas condiciones de tensión y erosión.

Dureza. El número de dureza Knoop del cemento de fosfato de zinc es de 45 al cabo de 24 horas, y de 60 al cabo de una semana.

Solubilidad y desintegración. Probablemente, una de las propiedades de mayor importancia clínica es la solubilidad y desintegración del cemento. En realidad, esta propiedad es una de las consideraciones prioritarias en el uso y elección de cualquier material dental. En la restauración colada cementada, la solubilidad del cemento es de vital importancia. Siempre queda una delgada línea de cemento expuesta a los líquidos bucales en los márgenes, aún cuando la línea de cemento no se detecte fácilmente a simple vista. Se estimó que la agudeza visual en condiciones bucales es de unos 50 micrones, así, cuando la línea de cemento sea visible en la boca, es probablemente mayor de los 50 micrones. Sin embargo, como se dijo antes, sucede que con frecuencia estas anomalías marginales pasan inadvertidas, especialmente en la zona cervical de la restauración. Esta capa de cemento expuesta se disuelve lentamente, de modo que la incrustación puede aflojarse, y formarse caries secundaria.

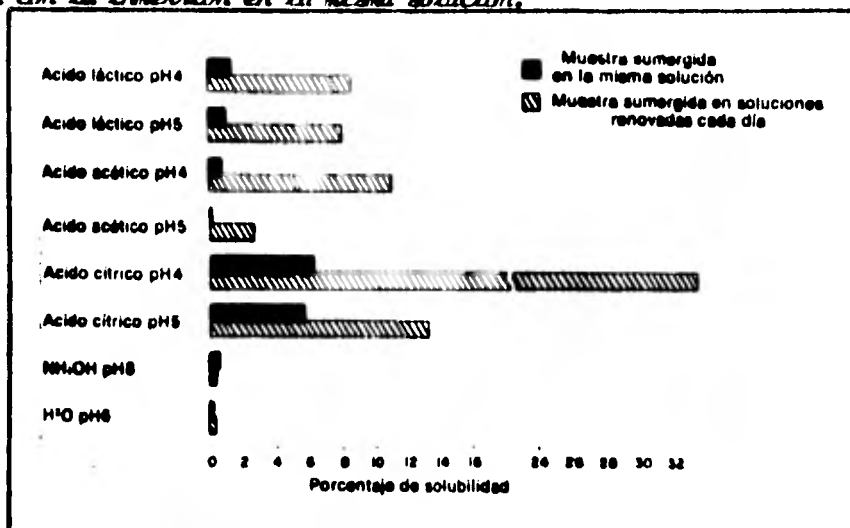
Dejando de lado los errores del tallado cavitario, la solubilidad del cemento sería el principal factor que favorecería la caries alrededor de la incrustación o corona.

Hay que tomar todas las precauciones para conseguir la adaptación exacta de la restauración para que reduzca al mínimo la capa de cemento expuesto y preparar después el material de tal manera que su solubilidad sea la más baja posible.

Esta solubilidad se mide por inmersión en agua destilada durante 24 horas (especificación núm. 3 de la Asociación Dental Americana). Según esta especificación, la solubilidad máxima no debe exceder de 0.20 por 100. Muchos productos tienen valores apreciablemente inferiores. No obstante, cuando se sumerge el cemento en ácidos orgánicos diluidos, la solución es mucho mayor. En la siguiente figura se muestran las mediciones sobre solubilidad en los ácidos lático, acético y clórico, al igual que en hidróxido de amonio y agua destilada. Asimismo, la solubilidad aumenta cuando se cambia diariamente la solución y cuando el pH del medio desciende. El aumento de solubilidad al descender el pH se debería a la mayor solubilidad del óxido de zinc del cemento y en menor grado a la solubilidad de la matriz de fosfato.

En la cavidad bucal hay sustancias nocivas tales como ácidos orgánicos y amoniacales en concentraciones variables, según la flora y las sustancias nutritivas presentes, después de la ingestión de ciertos alimentos, por ejemplo, la película o placa del esmalte del diente o restauración tienen acidez durante una hora o más. Se asocia al ácido acético y a otros ácidos orgánicos con el descenso del pH.

Solubilidad de un cemento de fosfato de zinc típico al ser sumergido en soluciones de diferente pH durante una semana, cambiando diariamente las soluciones, en comparación con la inmersión en la misma solución.



Los datos de la figura anterior sugieren que la durabilidad del cemento se relaciona básicamente con el tipo y el pH de los ácidos a los que está expuesto. Así, la solubilidad en ese medio indica los peligros que existen cuando los cementos de fosfato de zinc se hallan expuestos a los líquidos bucales.

Ningún ensayo "in Vitro" es capaz de reproducir todas las condiciones reinantes en la boca; por ello, se acepta la inmersión en agua destilada como técnica corriente de ensayo de laboratorio. La experiencia demostró que hay cierta correlación entre este ensayo y la durabilidad en la boca. Sin embargo, esta correlación se limitaría a cementos de un solo tipo, y no entre diferentes cementos.

No se conoce el mecanismo exacto de la solubilidad. La solubilidad inicial en agua durante la primera hora libera gran parte de fosfato, junto con una pequeña cantidad de zinc. La alta solubilidad del fosfato se debería a la pérdida del líquido del cemento sin reaccionar y fosfatos solubles, tal como fosfato hidrogenado de zinc, que es producto de un tipo de reacción temprana intermedia en la formación de la matriz. Después de este periodo la cantidad de fosfato que se filtra del cemento disminuye, pero el zinc sigue filtrándose del cemento a ritmo bastante uniforme. El análisis del material filtrado de los cementos al cabo de una semana de inmersión presenta zinc en mayores cantidades que ningún otro elemento habiendo también fósforo, magnesio, aluminio y vestigios de calcio. Sobre esta base es obvio que cuando mayor sea la cantidad de polvo incorporada al líquido, menor es la desintegración, por lo menos al principio.

**Consideraciones técnicas.** En resumen al preparar los cementos dentales hay que tener en cuenta los siguientes puntos:

1.- Probablemente, no será necesario usar aparatos medidores para determinar las proporciones de polvo-líquido, ya que la consistencia adecuada varía con la necesidades clínicas. Sin embargo, hay que incorporar el máximo de polvo adecuado a la operación a realizar, para reducir la solubilidad y acrecentar la resistencia del cemento.

2.- Hay que utilizar una loseta fría. Pero la temperatura de la loseta no debe ser inferior a la temperatura de rocío de la habitación. La loseta fría retarda el fraguado y permite al operador incorporar la máxima cantidad de polvo antes de que la cristalización avance hasta el punto en que la mezcla se torna rígida.

3.- Se comienza la mezcla incorporando una pequeña cantidad de polvo, este procedimiento ayuda a neutralizar el ácido. Así, se completa la acción reguladora del pH de las sales. Se van incorporando pequeñas cantidades de el cemento mediante un movimiento activo y rotatorio de la espátula. Se utiliza una superficie considerable de la loseta. Es una buena regla espátular unos 20 segundos después de agregar cada porción. El tiempo de mezclado no es crítico y la terminación de la mezcla requiere aproximadamente un minuto con treinta segundos.

La consistencia real varía según la finalidad con la que se ha de usar el cemento y según el operador. La consistencia conveniente se alcanza siempre por la incorporación y nunca dejando que endurezca una mezcla fluida.

4.- Debido a el aumento de la velocidad de fraguado y a la temperatura corporal en comparación con la del medio ambiente, hay que recubrir el lado cavitario de la incrustación con cemento antes de cubrir con cemento la cavidad dentaria. La incrustación se colocará inmediatamente, antes de que se produzca la cristalización del cemento. Una vez instalada la incrustación, se mantendrá bajo presión hasta que el cemento frague, con la finalidad de reducir los espacios de aire. Durante todo el tiempo que dura el procedimiento hay que mantener seco el campo de trabajo.

5.- Es necesario conservar el líquido del cemento lejos del aire, en un frasco tapado. Se expondrá al aire lo menos posible. Este líquido puede desequilibrarse químicamente mientras el frasco esté abierto, por breve que sea el tiempo de esta operación. Como se dijo antes, se descartará el frasco del líquido del cemento antes de que llegue a utilizar la totalidad del contenido.

#### CEMENTO DE FOSFATO DE ZINC FRAGUABLE CON AGUA.

Se ha ideado un cemento de fosfato de zinc que en vez de la solución de ácido fosfórico utiliza agua como líquido. La composición de los polvos varía de una marca a otra, pero por lo general incluyen óxidos de zinc, fosfato de monozinc o monomagnesio, y fosfato de zinc terciario. Algunos contienen fosfato monocálcico.

Aunque la constante investigación de estos cementos podrá brindar propiedades mejoradas, las propiedades físicas de los cementos fraguables con agua que hoy actualmente parecen tener ventajas biológicas. Como contienen sales de fosfato sólo tanto el nivel del pH como el patrón de modificación del pH es el mismo que el de los fosfatos de zinc del tipo corriente.

#### CEMENTOS DE COBRE.

Con la intención de aumentar las propiedades antisépticas de los cementos de fosfato de zinc, se suelen agregar sales de plata o de cobre en sus polvos. Cuando se incorpora óxido cúprico ( $\text{CuO}$ ), el cemento es negro.

Cuando se emplea óxido cuproso ( $\text{Cu}_2\text{O}$ ), es rojo.

Si se agrega Yoduro cuproso al cemento de fosfato de zinc será blanco. ( $\text{Cu}_2\text{I}_2$ ).

Si se emplea silicato de cobre ( $\text{CuSiO}_3$ ) tendrá un color verde.

Los cementos de cobre se clasifican según el porcentaje de óxido de cobre que se ha utilizado para reemplazar al óxido de zinc. Los cementos de cobre de tipo I son aquellos a los que se ha agregado hasta un 25 por 100 de óxido de cobre para reemplazar al óxido de zinc. En los cementos de cobre de tipo II el óxido de cobre está presente en cantidades de hasta 2 a 5 por 100.

La química de los cementos de cobre es muy similar a la de los cementos de fosfato de zinc, y se preparan de la misma manera. Se han usado principalmente como material para-

-restauraciones temporales, especialmente en odontopediatría. En la actualidad se usan raras veces, porque su rendimiento clínico no parece superior al de otros materiales de restauración temporales y es reconocida generalmente su acción tóxica sobre la pulpa. Se hallan en los lugares más destacados de la lista de los irritantes vulvares. Pronto se comprenderán sus características irritantes cuando se determina el pH del cemento fraguado. El pH de un cemento de tipo II es de 2.5 al cabo de tres minutos y de 0.8 para un cemento de tipo I. Incluso al cabo de 28 días el pH del cemento de tipo I sigue siendo de 5.3.

La resistencia a la compresión de los cementos de cobre varía de 1470 Kg/cm cuadrado para el cemento rojo. Y para el cemento negro de 630 Kg/cm cuadrado. La desintegración en agua es de 0.05 por 100 para el cemento de cobre rojo y de 3.7 por 100 para el cemento de cobre negro.

### CEMENTOS DE ÓXIDO DE ZINC-EUGENOL.

Estos cementos vienen en forma de polvo y líquido que se mezclan de manera muy similar a la de los cementos de fosfato de zinc. Se pueden utilizar como obturaciones temporales, bases para aislamiento térmico y obturación de conductos radiculares. Su concentración de ion hidrógeno es de alrededor de pH 7, incluso cuando se están colocando en el diente. Son uno de los cementos dentales menos irritantes de todos.

**Composición.** Su composición es esencialmente igual que las pastas para impresión excepto que por lo general no llevan plastificantes.

Composición de un cemento de óxido de zinc-eugenol.

Ingrediente	Composición
Polvo	
Óxido de zinc	700 g
Resina	28.5 g
Estearato de zinc	1.0 g
Acetato de zinc	0.5 g
Líquido	
Eugenol	85.0 ml
Aceite de semilla de algodón	15.0 ml

Como la pasta de impresión, diferentes clases de óxido de zinc producen diferentes regímenes de reacción con el eugenol. Los polvos de óxido de zinc obtenidos de la descomposición del hidróxido de zinc, carbonato de zinc y sales similares a temperaturas cercanas a los 300 grados centígrados son más activos en su reacción con el eugenol. El óxido de magnesio (MgO), preparado a partir del carbonato a temperaturas comprendidas de 300 a 500 grados centígrados también fraguan, produciendo una masa dura si se combinan con el eugenol.

Siempre se puede conseguir un cemento satisfactorio de óxido de zinc-eugenol con un tipo apropiado de óxido de zinc, y eugenol, las propiedades de trabajo mejoran por la incorporación de ciertos aditivos. La resina, por ejemplo, mejora al cemento mejorando la consistencia y haciendo que la mezcla sea más suave. Asimismo, se obtienen mezclas más suaves agregando pequeñas cantidades de sílice fundida, fosfato dicálcico, etilcelulosa y mica en polvo.

Muchas son las sales que aceleran la reacción de fraguado, pero los compuestos de zinc y succinato, proionato de zinc y acetato de zinc, son especialmente útiles. También se utiliza como acelerador agua, alcohol, ácido acético glacial y otros productos químicos. Solo se necesita un vestigio de agua para iniciar la reacción, porque el agua es uno de los productos liberados durante la formación del producto de reacción. Así, esta agua, a su vez, vuelve a reaccionar durante la reacción continua del OZE, como sucedía con la-

-hasta cin, uerbica para impresiones, es factible retardar el fraguado con lical o lincerina. El eugenol puede ser substituido por esencia de clavo, que contiene 85 por 100 de eugenol, esencia de laurel y guayacal.

**Tiempo de fraguado.** Como se señalo anteriormente, el tipo de óxido de zinc utilizado tiene considerable importancia en la obtención del tiempo de fraguado apropiado. Además, cuanto menor sea la partícula de óxido de zinc, más rápido será el fraguado. Sin embargo, el tiempo de fraguado depende más de la composición total que de las dimensiones de las partículas de óxido de zinc. Si el óxido de zinc queda expuesto al aire, puede producirse absorción de humedad y formación de carbonato de zinc, y modificar la capacidad de reacción de las partículas. La manera más eficaz de regular el tiempo de fraguado es agregando un acelerador al polvo, al líquido, o a ambos.

Cuanto mayor sea la cantidad de óxido de zinc incorporada al eugenol, con mayor rapidez fraguara el material. Si menor temperatura de la loseta, más prolongado el tiempo de fraguado, siempre que la temperatura sea superior al punto de rocío. Dijimos que el agua es esencial para que se produzcan las reacciones de fraguado. En condiciones de humedad relativa elevada, a veces es difícil o imposible obtener la mezcla adecuada antes de que el material frague.

**Resistencia y solubilidad.** La resistencia de los cementos de óxido de zinc-eugenol recibe la influencia de varios factores. En el siguiente cuadro se resumen los efectos de ciertas variables y aditivos.

*Resistencia a la compresión y a la solubilidad de cementos de OZE.*

Polvo	Líquido	Relación polvo/líquido	Resistencia a la compresión (24 horas) (Kg/cm <sup>2</sup> ) (psi)	Solubilidad en agua (24 horas) (porcentaje)
Oxido de zinc	eugenol	6 a 1	260 4000	0.00*
		3 a 1	53 800	0.00†
Oxido de zinc + 10 por 100 resina hidrogenada	eugenol	3 a 1	59 900	0.01†
Oxido de zinc + 10 por 100 resina hidrogenada	62.5 por 100 EBA + 37.5 por 100 eugenol	9.25 a 1	600 8500	0.01*
Oxido de zinc	eugenol + 10 por 100 polietileno	---	105 1500	0.02†
		---	467 6650	0.05‡

Es difícil evaluar el efecto de la relación polvo/líquido por se. Todos los cementos de óxido de zinc comerciales y todas las mezclas o la mayoría de las mezclas experimentales contienen aditivos, así como variantes de la relación polvo-líquido. Sin embargo, con lo general, la resistencia aumenta cuando las relaciones polvo-líquido son altas. La resistencia de mezclas de óxido de zinc-eugenol puras aumenta cinco veces cuando se duplica la relación del polvo-líquido o más bien dicho del polvo con el líquido. Si se incluyen aditivos a la mezcla, la resistencia de una relación polvo líquido de 9.25 a 1 es una seis veces mayor que la de la relación de 3.1. Señalamos que la relación de polvo al líquido más baja es la de la representativa empleada en la práctica odontológica, y por lo tanto podría ser más representativa de la resistencia en condiciones bucales.

Unas modificaciones del cemento parecen afectar también a la resistencia. El efecto del tamaño de las partículas de óxido de zinc es mínimo cuando se mezcla solamente óxido de zinc-eugenol. Sin embargo, las partículas de menor tamaño aumentan la resistencia junto con la presencia de resina hidrogenada en el polvo y ácido orto-etoxi-benzico (E.B.O.), en el líquido. Para estas mezclas se han registrado resistencias de hasta 106 a 598 Kg/cm cuadrado, otros aditivos también mejoran la resistencia a la compresión.

Probablemente, el aumento de la resistencia es el resultado de la segregación de estos agentes en la matriz, la cual circunda las partículas de óxido de zinc, para formar un material compacto. Se pueden combinar partículas circoscritas de polímeros con eugenol para conseguir el mismo efecto.

El ácido ortoetoxibenzoico es particularmente eficaz para aumentar la resistencia del cemento fraguado. Es lamentable que cuando se usa solo como aditivo, la solubilidad es mucho mayor. Sin embargo, se agrega resina hidrogenada al polvo, la solubilidad desciende hasta un nivel aceptable.

No se conoce bien la acción del ácido orto-etoxibenzoico. Esta sustancia puede actuar como un agente quelante, pero también puede formar un "Carboxilato de Zinc", como lo hacen otros ácidos carboxílicos. Los datos del cuadro anterior indican que la solubilidad de las mezclas de óxido de zinc eugenol en agua destilada es comparable a la del cemento de fosfato de zinc. La solubilidad en ácidos orgánicos diluidos suele seguir la misma tendencia.

Usos. Es probable que los cementos de óxido de zinc-eugenol sean los materiales más eficaces conocidos para obturaciones temporales, antes de colocar una restauración permanente en la boca. El eugenol ejerce efecto paliativo en la pulpa del diente. El uso de marcadores radiactivos para observar la adaptación de los diferentes materiales a la estructura dentaria ha revelado que el óxido de zinc es excelente para reducir la microfiltración, por lo menos durante los primeros días o semanas. Es posible que su efecto calmante sobre la pulpa tenga que ver con su capacidad contra la filtración y contra la microfiltración de líquidos y de microorganismos que pueden afectar la pulpa cuando esta se lesionó por cualquier causa.

Frecuentemente, se cementan puentes fijos con cementos de óxido de zinc-eugenol. Esta técnica ha sido considerada como temporal para reducir la sensibilidad postoperatoria mientras que la pulpa se recupera. Debido a las propiedades mecánicas, relativamente bajas de este tipo de cemento, el puente es cementado después en forma definitiva con cemento de fosfato de zinc.

Sin embargo, el mejoramiento de las propiedades que se puede obtener con el uso de aditivos ha llevado a la formulación de cementos de óxido de zinc-eugenol "mejorados" o "reforzados", pensados para la cementación permanente de restauraciones coladas. Estos productos recurren a uno de los sistemas básicos que son dos, de los cuales:

- 1.- Refuerzo de polímeros.
- 2.- Incorporación del ácido orto-etoxibenzoico al eugenol.

El último también contiene un relleno tal como el cuarzo. Como el cuarzo tiende a aumentar el espesor de la película y produce una mezcla granulosa, ahora se suele usar aluminio como relleno. Estas composiciones se suelen denominar cementos E.B.A. aluminosos.

Las mediciones de la solubilidad a corto plazo en agua y ácidos por determinación de productos no volátiles indican que estos cementos son comparables con el cemento de fosfato de zinc en sus propiedades. Sin embargo, las mediciones a largo plazo sobre materiales de óxido de zinc-eugenol corrientes, que comprendían la determinación de la solubilidad de productos orgánicos e inorgánicos, indican que hay una constante filtración del eugenol. La pérdida del eugenol conduce, por último al desmoronamiento de la matriz y por último a la reducción de las propiedades mecánicas. Aunque no se han llevado a cabo ensayos similares sobre materiales de óxido de zinc-eugenol reforzados, existe la posibilidad de que se produzca la misma desintegración, quizá en menor escala, en estos cementos. La resistencia de los materiales comerciales es por lo regular similar a las de las diversas fórmulas experimentales, aunque la resistencia a la compresión varía de un material a otro, son todos más débiles que los cementos de fosfato de zinc.

No obstante, respecto a la resistencia a la compresión, son semejantes al cemento de fosfato de zinc. En la siguiente figura se hallan ilustradas las características de retención de cuatro cementos comerciales. Se comparó la capacidad retentiva de los cementos de óxido de zinc-eugenol con el cemento de fosfato de zinc sobre la base de la fuerza de tracción necesaria para quitar incrustaciones oclusales cementadas (Clase I de roturas).

Este ensayo, reveló una diferencia en la capacidad retentiva de los cementos de óxido de zinc comerciales. Estos datos ilustran que en la retención también intervienen otros

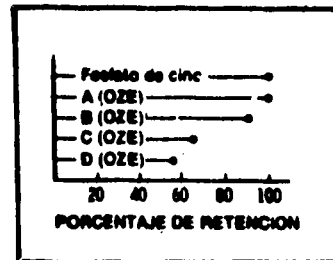
factores, además de la resistencia, como se explicó, si pesur de que todos los cementos de óxido de zinc-eugenol tienen resistencias a la compresión inferiores a las de cemento de fosfato de zinc, se requirió virtualmente la misma fuerza de tracción para desprender incrustaciones con dos de los materiales (A y B), en comparación cuando la misma fuerza, requerida cuando la misma incrustación era cementada con cemento de fosfato de zinc. Además la resistencia a la compresión del material B era del mismo orden que la de los cementos C y D. Sin embargo, la capacidad retentiva de los cementos C y D era inferior a la de B.

Los requisitos para la retención mínimos para los agentes cementantes no están definidos. Es indudable que las demandas impuestas al cemento propiamente dicho varían según la situación clínica particular, v. gr., el diseño mecánico de la cavidad y la fuerza ejercida sobre la restauración. Si bien algunos de los cementos de óxido de zinc-eugenol que se compran actualmente ofrecen el mismo grado de retención de restauraciones coladas que el cemento de fosfato de zinc, otros productos son algo inferiores.

En muchas situaciones la menor retención no constituiría un problema en una corona completa, por ejemplo, la retención adecuada proviene del diseño cavitario, y se exige poco del cemento cavitario propiamente dicho. Sin embargo, en ciertas restauraciones, tales como las coronas tres cuartos que sirven como pilar de puente, se ejerce apreciable fuerza sobre la interfase cemento-diente o cemento-corado. Únicamente observaciones clínicas a largo plazo establecerán si la menor resistencia de cementos tales como el C y el D de la siguiente figura producirán filtración o aflojamiento de esas restauraciones.

Para resumir, los cementos de óxido de zinc-eugenol reforzados no son superiores a los cementos de fosfato de zinc en propiedades mecánicas y solubilidad. Su principal ventaja sobre el fosfato de zinc es, por supuesto, biológica, queda virtualmente eliminada la sensibilidad posoperatoria asociada con la restauración cementada con óxido de zinc-eugenol. En la actualidad, se han empleado largo tiempo estos cementos, con éxito. Sin embargo hay que establecer observaciones más prolongadas antes de establecer definitivamente el efecto exacto de factores tales como la filtración del eugenol en el rendimiento clínico del material.

*Retención relativa de incrustaciones de clase I cementadas con cuatro cementos de óxido de zinc comerciales reforzados, Comparada con la retención de las mismas incrustaciones cementadas con un cemento de fosfato de zinc representativo. La retención se midió por aplicación de fuerzas de tracción.*



## Cementos de Silico-Fosfato.

### A. Aplicaciones

- 1.- Cementado de restauraciones fijas y bandas de ortodoncia (tipo I).
- 2.- Como material de obturación posterior temporaria. (Tipo II).
- 3.- Como material de doble propósito. (Tipo III).

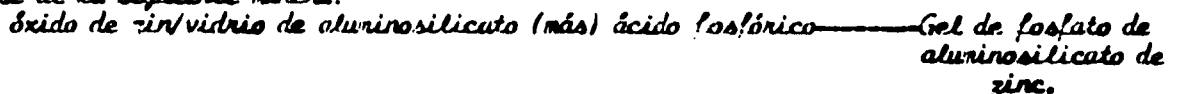
### B. Composición.

1.- Polvo. Mezcla de un 10 a un 20 por 100 de óxido de zinc (polvo de cemento de fosfato de zinc) y vidrio de silicato (polvo de cemento de silicato) mezclados mecánicamente o fundidos y vueltos a moler. El vidrio de silicato generalmente contiene cierto porcentaje de fluoruro.

2.- Líquido. Solución concentrada de ácido orto-fosfórico que contiene aproximadamente un 45% de agua y de un 2 a un 5% de sales de aluminio y zinc.

### C. Reacción de fraguado.

La reacción de fraguado no ha sido totalmente investigada pero puede representarse de la siguiente manera:



El cemento fraguado consta de vidrio y de partículas de óxido de zinc sin reaccionar unidas por la matriz del gel de silicofosfato.

D. Propiedades. La resistencia a la compresión está en el rango de 140 a 170 MN/metro cuadrado, la resistencia traccional es considerablemente más baja, de unos 6 MN/metro cuadrado. La tenacidad y la resistencia a la abrasión son más altas que las de los cementos de fosfato.

La solubilidad aproximadamente un 1 por 100 en peso después de siete días en agua destilada. La solubilidad en ácidos orgánicos y en la boca es menor que la de los cementos de fosfato. Elimina fluoruros y puede contribuir a una acción anticariogénica.

Estos cementos generalmente tienen un tiempo de fraguado más breve y un tamaño de grano más grueso, lo que lleva a un mayor espesor de película, que en el caso de los cementos de fosfato de zinc. El material reciente ha mejorado con respecto a esas propiedades, y el espesor de película es adecuado para el cementado de restauraciones caldas y cerámicas.

El tiempo de fraguado en la consistencia de cementado es de 5 a 7 minutos; el tiempo de trabajo es de aproximadamente 4 minutos, y puede aumentarse usando una loseta de mezcla fría.

El aspecto por el contenido vítreo le da una translucidez considerablemente mayor que la de los cementos de fosfato, haciendo que estos materiales sean útiles para el cementado de restauraciones en porcelana.

### E. Manipulación.

1.- La mezcla es análoga a la del cemento de silicato, empleando una espátula no abrasionable y una loseta de mezcla enfriada.



- 2.- In todas las cavidades profundas debe emplearse una base o protección adecuada.
- 3.- El cemento no debe ser perturbado durante su período de fraguado.
- 4.- El líquido del cemento debe mantenerse tapado para evitar cambios en su contenido acuoso.
- 5.- El líquido que presenta turbidez debe descartarse.

F. Efectos biológicos.

- 1.- La mezcla es más ácida que la del cemento de fosfato de zinc, lo que hace -- necesaria la protección pulnar en todos los dientes vitales.
- 2.- Los líquidos orales eliminan del cemento fluoruros y otros iones, lo que trae como resultado una mayor cantidad de fluor sobre el esmalte y una probable acción anti-cariogénica.

## CEMENTOS DE POLICARBOXILATO.

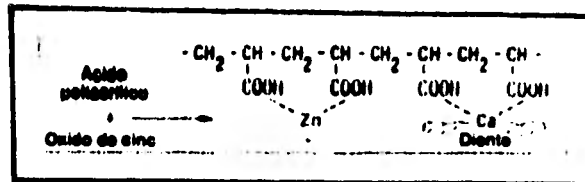
Como se dijo antes el cemento de poliacarboxilato es el más nuevo de los sistemas de cemento dental y el único que presenta adhesión a la estructura dentaria.

### Composición y química.

Los cementos de poliacarboxilato son sistemas de polvo y líquido. El líquido es una solución acuosa de ácido poliacrílico y copolímeros. El polvo es de composición similar a los utilizados con el cemento de fosfato de zinc, principalmente óxido de zinc con algo de óxido de magnesio. También pueden contener pequeñas cantidades de hidróxido de calcio, fluoruros y otras sales que modifican el tiempo de fraguado y mejoran las características de manipulación.

Cuando polvo y líquido se combinan, se cree que el mecanismo reductor de cemento es una reacción de iones de zinc con el ácido poliacrílico por mediación de los grupos carboxilo. Como se esquematiza en la siguiente figura el zinc también puede reaccionar con los grupos carboxilo de cadenas adyacentes de ácido poliacrílico y formar una estructura de cadena cruzada. Así, el cemento endurecido se compone de partículas de óxido de zinc dispersas en una matriz de poliacarboxilato sin estructura.

Esquema que representa la teoría de la reacción de fraguado y mecanismo de adhesión del cemento de carboxilato. El fraguado se realiza por intermedio de la quelación del zinc del polvo por parte de los grupos carboxilos del ácido poliacrílico. Se cree que la adhesión al diente se produce por quelación con el calcio.



La teoría dice que esta adhesión del cemento a la estructura dentaria se produce gracias a este mismo mecanismo: quelación del calcio en la anatita del esmalte y de la dentina por los grupos carboxilo del ácido. También se ha sugerido que puede haber cierta unión con las proteínas del diente.

**Manipulación.** Los líquidos del cemento son bastante viscosos. La viscosidad del líquido depende de la concentración y el peso molecular del ácido poliacrílico. Así, dentro de límites, los fabricantes pueden preparar cementos de viscosidades diferentes para usos específicos.

La relación polvo-líquido para obtener un cemento de consistencia adecuada para cementar varía según las marcas, pero, por lo general, es del orden de 1.5 partes de polvo por 1 parte de líquido por peso.

El material deberá ser mezclado sobre una superficie que no absorba líquido. La loseta de vidrio tiene ventajas sobre el papel tratado que por lo general viene con el cemento, porque se puede enfriar. El enfriamiento retarda la reacción química y proporciona un tiempo de trabajo algo más prolongado.

No se deberá dispensar el líquido antes del momento de hacer la mezcla. La exposición del líquido del cemento a la atmósfera, aún si es corta (v.gr., 60 segundos) genera una evaporación de agua suficiente para incrementar la viscosidad del líquido.

El polvo debe ser incorporado rápidamente al líquido en cantidades grandes. La mezcla debe estar concluida entre 30 y 40 segundos, con objeto de dar tiempo para realizar la operación de cementación. Aunque la mezcla es espesa en comparación con la mezcla similar del fosfato de zinc, el cemento de poliacarboxilato se endurece rápidamente y se convierte en una película delgada al ser sometido a presión.

Sin embargo, hay que usar el cemento mientras la superficie se halla brillante. La pérdida de brillo y de la consistencia elástica indican que la reacción de fraguado ha avanzado hasta el punto en que ya no se obtiene el espesor de película satisfactorio ni la humectación adecuada de la superficie dentaria por parte del cemento.

Este tipo de cemento brinda la oportunidad de obtener adhesión a por lo menos un anillo de la estructura dentaria, y para ello es necesario limpiar minuciosamente la superficie, para proporcionar el contacto íntimo entre cemento y diente. Hay que limpiar a fondo la cavidad tallada y después aislarla, para impedir la contaminación con los líquidos bucales. Se considera que es suficiente recubrir con papel absorbente antes de cementar.

**Propiedades.** Las propiedades del cemento de policarboxilato, preparado de modo que se logre una consistencia adecuada para la cementación, se hallan en el siguiente cuadro.

#### Propiedades del cemento de policarboxilato.

Resistencia a la compresión	492 Kg/cm <sup>2</sup> (7000 psi)
Resistencia a la tracción	
Diametral	56 Kg/cm <sup>2</sup> (800 psi)
Unilateral	21 Kg/cm <sup>2</sup> (300 psi)
Solubilidad	
5 días-H <sub>2</sub> O	0.8 mg/cm <sup>2</sup>
5 días-ácido acético	6.5 mg/cm <sup>2</sup>
Espesor de película	20-40 μm

Como sucede con todos los materiales, hay cierto grado de variación de las propiedades según el producto y el procedimiento de ensayo, por eso los valores presentados en el cuadro anterior son representativos.

La resistencia a la compresión de los cementos de policarboxilato se halla dentro del intervalo de valores de los cementos de óxido de zinc reforzados pero es inferior a la del cemento de fosfato de zinc. Sin embargo, la resistencia de los cementos de policarboxilato es menos sensible a las pequeñas fluctuaciones de la relación polvo líquido que el cemento de fosfato de zinc. Las muestras preparadas con relaciones de polvo-líquido de 1 a 1 tienen una resistencia de 478 Kg/cm cuadrado, y las mezclas preparadas de polvo-líquido de 1.5 a 1 tiene una resistencia de 499 Kg/cm cuadrado. Variaciones similares en la relación polvo-líquido de un cemento de fosfato de zinc produjeron una diferencia de 352 Kg/cm cuadrado en la resistencia a la compresión de los cementos resultantes.

La resistencia a la tracción de los cementos de policarboxilato, fosfato de zinc y óxido de zinc eugenol reforzados es semejante. Con el ensayo diametral se obtienen resistencias más elevadas para todos los cementos, en comparación con el ensayo unilateral, pero los valores relativos son iguales.

La solubilidad de los cementos de policarboxilato es comparable a la de los cementos de fosfato de zinc y de óxido de zinc-eugenol reforzados, y cumple los requisitos de la solubilidad que exige la especificación número 8 de la A. D. A. para el cemento de fosfato de zinc. También la solubilidad a largo plazo en agua y en ácido indica similitud con el fosfato de zinc. La solubilidad en agua de las muestras de cemento de policarboxilato durante periodos de cinco días, renovando el medio cada día, era de 0.3 mg/cm cuadrado de superficie en agua y de 6.5 mg/cm cuadrado en una solución diluida de ácido acético. La solubilidad comparativa de las muestras de fosfato de zinc era de 0.3 mg/cm cuadrado en agua y de 7.7 mg/cm cuadrado en ácido acético.

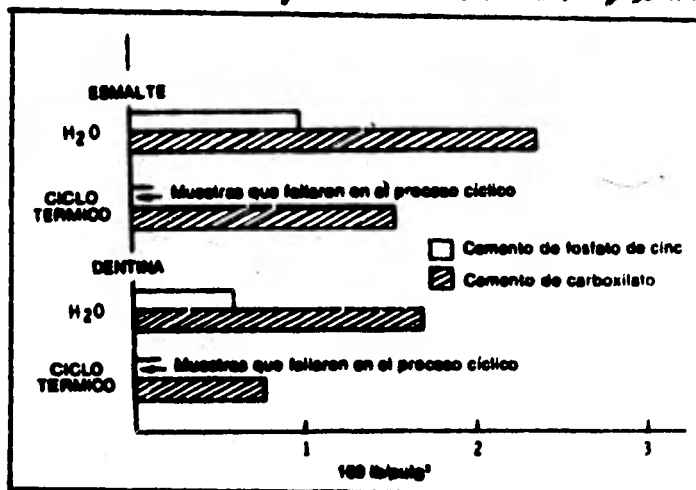
El espesor de la película de estos cementos también se halla dentro de los límites establecidos como aceptables para una substancia cementante.

## Adhesión a la estructura dentaria.

Hay apreciables pruebas de que este tipo de cemento se une por adhesividad a la estructura dentaria. Se ha registrado un amplio margen de resistencias de unión al esmalte y a la dentina. Una vez más, podemos atribuir las diferencias a las técnicas de ensayo. Sin embargo, y sin tener en cuenta los valores registrados en estudios individuales, los resultados relativos concuerdan.

En la siguiente figura vemos los datos representativos.

Tensión requerida para separar muestras de cemento de policarboxilato, en comparación con el cemento de fosfato de zinc, de las superficies de el esmalte y de la dentina después de hallarse en agua durante una semana. Las muestras tensionales técnicamente fueron sometidas a 2500 ciclos entre baños de agua mantenidos entre 10 y 50 Grados centígrados.



En este estudio se evaluó la resistencia de la unión midiendo la fuerza de tracción necesaria para separar un cilindro de cemento de la superficie del esmalte y de la dentina. Es obvia la superioridad de la unión del cemento de policarboxilato con el esmalte y la dentina sobre el cemento de fosfato de zinc. Señalamos que los valores para el esmalte donde no intervinió ciclo térmico alguno, no representan la verdadera resistencia de unión en realidad, es más elevada que esta figura, porque la mayoría de las muestras fallaban en la cohesión, y no en la adhesión en la interfase esmalte-cemento, es decir, la resistencia de unión con el esmalte superaba a la resistencia a la tracción, del cemento bajo la carga axial utilizada en este ensayo.

Cuando las muestras fueron tensionadas técnicamente creando procesos cíclicos entre baños de agua a 40 grados centígrados de diferencia de temperatura, la resistencia de unión entre el cemento de policarboxilato y la estructura dentaria disminuyó. Sin embargo, el efecto degradante no era tan grande como para el fosfato de zinc. Cuando las muestras de fosfatos de zinc fueron sometidas a procesos cíclicos, el cemento se separaba limpia e inevitablemente del diente. El hecho de que la unión al esmalte es mayor que la dentina apoya la teoría de la unión cálcica, puesto que la concentración de apatita es mayor en el esmalte que en la dentina.

Consideraciones biológicas y pH. El pH del líquido del cemento es de 1.7, no obstante, el óxido de zinc y el óxido de magnesio del polvo neutralizan rápidamente el líquido. Por ello, el pH de la mezcla se eleva con rapidez a medida que se produce la reacción de fraguado. El pH de un cemento de policarboxilato es comparable a la de un cemento de fosfato de zinc a diversos intervalos de tiempo.

A pesar de la naturaleza ácida inicial de los cementos de policarboxilato, producen una irritación mínima a la pulpa. Están en el mismo grupo que los cementos de óxido de zinc-eugenol.

Se han formulado varias teorías para explicar la reacción pulpar ante los cementos de policarboxilato y de fosfato de zinc, incluso cuando los valores del pH son comparables. Es posible que el gran tamaño de la molécula de ácido poliácrico o su tendencia a combinarse con las proteínas dentinarias limite su difusión a través de los canales dentinarios.

**Importancia clínica de sus propiedades.** Como acontece con todos los materiales nuevos, el conocimiento de las propiedades de este cemento respecto al rendimiento clínico está sujeta a estudios a largo plazo. Sin embargo, sobre la base de la información actual, es posible hacer varias observaciones.

El tiempo de trabajo de estos cementos es en extremo corto. Si se desea obtener un resultado satisfactorio, las operaciones de mezclado y cementación deben ser expeditivas. Estos cementos tienen una pequeña ventaja sobre los cementos de fosfato de zinc en el sentido de que las pequeñas desviaciones en la relación polvo/líquido ejercen un efecto menos decisivo sobre las propiedades físicas.

A pesar de la adhesión del cemento a la estructura dentaria, los cementos de policarboxilato no son superiores a la de los cementos de fosfato de zinc o a la de los cementos de óxido de zinc-eugenol reforzado en lo que se refiere a la retención de restauraciones de oro colado. Se requiere de la misma fuerza de tracción para retirar las incrustaciones cementadas con fosfato de zinc que las cementadas con cemento de policarboxilato. La diferencia parece estar en el modo de fallar. Con el fosfato de zinc la falla suele encontrarse en la interfase cemento-diente. En el caso de los cementos de policarboxilato la falla en la cohesión o en la interfase cemento-metal, no en la adhesión de la interfase cemento-diente. El cemento es incapaz de unirse al cemento en estado de fundición o decapado químico. Se han preconizado varias maneras de acondicionar la superficie metálica para favorecer la unión. Probablemente, la mejor manera es limpiarla con un abrasivo vehiculado por un chorro de aire, mejorando así la retención del cemento al metal, y aumentando en cierta medida la retención.

Este problema de obtener una unión entre el metal y el cemento ha sido un impedimento para el uso del cemento de policarboxilato para la cementación directa de aparatos ortodónticos. Así, se ha estado llevando a cabo una importante investigación sobre el diseño de brackets que proporcionen una mayor retención mecánica y sobre materiales y tratamientos superficiales que aumenten la adhesión del cemento.

Un factor de importancia en la aceptación de este nuevo tipo de cemento es su alto grado de biocompatibilidad pulpar. Como ocurre con los cementos de óxido de zinc-eugenol la sensibilidad postoperatoria es despreciable cuando se usa cemento de policarboxilato como sustancia cementante o de base.

### CEMENTOS DE RESINA.

En la actualidad hay dos tipos de cemento de resina en el mercado. La composición es fundamentalmente la de las resinas para obturación directa. El tipo más bien antiguo, es polimetacrilato de metilo, que viene en forma de polvo y líquido. La polimerización se realiza a partir del sistema de inducción Peróxido-amina.

El segundo tipo de cemento emplea la molécula BIS-GMA, análoga a la de la matriz para restauraciones compuestas. Ambas contienen rellenos para reducir la contracción de polimerización y el coeficiente de expansión térmica. El tamaño de las partículas de relleno debe ser mínimo para alcanzar el espesor de la película necesaria para la cementación.

Desde el punto de vista de las propiedades, la principal ventaja de estos cementos es su baja solubilidad, son virtualmente insolubles en agua.

Sin embargo, los cementos son inferiores a otras sustancias cementantes en otros aspectos. Son algo irritantes para la pulpa, y como sucede con el cemento de fosfato de

-zinc, es esencial hacer la adecuada protección, como, por ejemplo una base. Recordemos que estos sistemas de resinas no son adhesivos y se apoyan en la base de la adaptación mecánica para obtener retención. Si la cavidad tallada es profunda, se consigue buena retención al diente. Sin embargo, con el tiempo, el agua puede penetrar entre la interfase diente-cemento y producir la pérdida de retención.

Las características de manipulación son algo inferiores a las de los otros cementos estudiados. Es crítico, por ejemplo, el momento en que se retira el exceso de cemento. Si esto se hace en el momento en que la resina se halla todavía en estado gomoso, podemos quitar parte del cemento de debajo de el vaciado. Los vacíos que quedan en los márgenes aumentan la susceptibilidad a la caries secundaria.

A pesar de la baja solubilidad, no hay pruebas de que el rendimiento clínico de los cementos de resina sea superior al de los otros cementos.

### HIDRÓXIDO DE CALCIO.

Otro material del tipo de los cementos que se usa para proteger la pulpa de un diente inevitablemente expuesto durante una maniobra odontológica es el Hidróxido de calcio. Se cree que el hidróxido de calcio forma o acelera el proceso de formación de dentina secundaria sobre la pulpa expuesta. La dentina secundaria es una barrera eficaz a los irritantes. Por lo común, cuanto más espesa es la dentina, primaria y secundaria, entre el piso de la cavidad y la pulpa, mejor es la protección del trauma químico y físico. El hidróxido de calcio se usa con frecuencia en cavidades profundas, aunque no haya una exposición pulpar obvia. En tales cavidades, puede haber aberturas microscópicas hacia la pulpa, invisibles desde el punto de vista clínico.

En la práctica se esparce sobre la zona llamada de fresado, y se esparce sobre esta (únicamente en lo que se conoce como piso pulpar) una suspensión acuosa o no acuosa de hidróxido de calcio. El espesor de esta capa será de unos 2mm de espesor. Esta capa de hidróxido de calcio no adquiere suficiente dureza como para que se le pueda dejar como base. Se suele cubrir con fosfato de zinc.

La composición de los productos comerciales varía. Algunas son meras suspensiones de hidróxido de calcio en agua destilada. Otro producto contiene 6% de hidróxido de calcio y 6% de óxido de zinc suspendido en solución de cloroformo de un material resinoso. La nitrocelulosa acuosa es también un solvente común en algunos productos.

La composición de algunos productos comerciales de este tipo es bastante complicada. Algunos cementos, por ejemplo, emplean un sistema de dos pastas y contienen seis o siete ingredientes, además del hidróxido de calcio. Por lo general, son muy eficaces en la estimulación de la dentina secundaria. Estas fórmulas también producen dureza y resistencia considerables después de fraguarse.

Los cementos de hidróxido de calcio tienen un pH elevado que tiende a ser constante. Los límites son de pH 11.5 a 13.0 como ocurre con otro tipo de cemento la acción de buffer del diente es mínima.

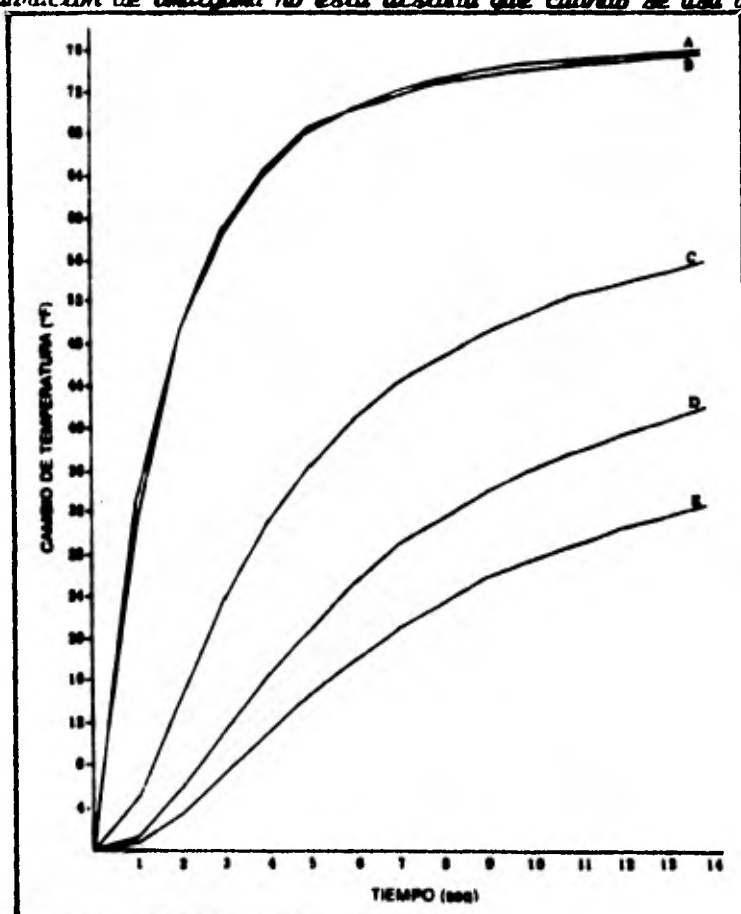
### BASE DE CEMENTO.

La función de la capa de cemento, denominada base, que se coloca bajo la restauración permanente es favorecer la recuperación de la pulpa lesionada y protegerla de las numerosas agresiones que se producen sucesivamente. La agresión puede provenir de muchas fuentes, tales como choques térmicos o ácido del cemento de fosfato.

*Propiedades térmicas.* En la siguiente figura hemos hallado características de aislamiento térmico relativas de diversos tipos de bases, en función de su régimen de conducción térmica. Se aplicó una fuente de calor a temperatura constante de 71 grados-

—centígrados sobre una superficie de una muestra de ensayo de amalgama dental y se midió el aumento de temperatura de la superficie opuesta a la temperatura ambiente en función del tiempo transcurrido. En continuación, se introdujeron en el sistema varios tipos de materiales para base de cavidades, y se midió la reducción del régimen de calentamiento o intercambio de temperatura como indicación de propiedades de aislamiento térmico, de las bases agregadas en comparación con las de la amalgama dental sola.

es evidente que el régimen de transferencia de calor de la amalgama es rápido en comparación con la del fosfato de zinc, hidróxido de calcio y bases de óxido de zinc-eugenol, pero los barnices cavitarios usados con frecuencia con esta finalidad no fueron de gran ayuda. Los cambios de temperatura de la boca afectan a la pulpa con mayor intensidad cuando la restauración de amalgama no está aislada que cuando se usa una base de cemento.



Régimen de difusión térmica a través de una obturación de amalgam (A) al aplicar fuente de calor constante sobre la superficie externa. El barniz cavitario (B) no produce aislamiento térmico, pero las bases de cemento de fosfato de zinc (C), hidróxido de calcio (D) y óxido de zinc-eugenol (E) brindan una protección mensurable.

Todos los tipos de cemento que se usan comúnmente como base sirven para reducir eficazmente la conducción del calor. Aunque hay algunas diferencias en la velocidad de difusión térmica a través de estos materiales, probablemente el espesor de la base tiene mayor importancia que la composición. Como se explicó la difusión térmica a través del material depende, no supuesto, no solo del coeficiente de conductividad térmica, sino también de su espesor. Si aunque un material base de cemento tenga un bajo coeficiente de conductividad térmica debe tener cierto espesor para brindar el aislamiento térmico adecuado. El espesor de las bases usadas para obtener los datos de la figura anterior era de 1.5mm. cuando, por ejemplo, se reduce la capa a 0.2mm, el cambio de temperatura era aproxi-

indamente igual que cuando no había base. No se ha determinado todavía cuál debe ser el espesor mínimo requerido para obtener el aislamiento térmico adecuado, aunque la magnitud debe ser de por lo menos 0.75mm. Ciertamente, una capa fina de cemento aplicada sobre el piso de la cavidad tallada no ofrece protección contra los cambios térmicos transmitidos por la restauración metálica.

**Resistencia.** El cemento debe de tener suficiente resistencia para soportar las fuerzas de condensación, para que la base no se fracture al colocar la restauración. La fractura de la base o desplazamiento de la base permite que la base sea perforada por la amalgama y esta entre en contacto con la dentina y elimine así la protección térmica proporcionada por la base. Asimismo, una base de cemento de poca resistencia, colada en una cavidad profunda, puede hacer que la amalgama se introduzca en la pulpa a través de las exposiciones microscópicas de la pulpa que no tienen protección dentinaria. La base debe de resistir la presión de las fuerzas masticatorias que le sea transmitida a través de la restauración metálica permanente.

En el siguiente cuadro se representa la resistencia a la compresión de materiales de base de óxido de zinc-eugenol e hidróxido de sodio representativos con la resistencia a la compresión de un cemento de fosfato de zinc a intervalos de 7 minutos, 30 minutos, y 24 horas. Los materiales A, B, C, son cementos de óxido de zinc-eugenol patentados. El material D está destinado al uso como base y viene en forma de pasta. También se incluye una mezcla corriente de óxido de zinc-eugenol, usando acetato como acelerador. Los materiales de hidróxido de calcio, D y E, son sistemas de dos pastas.

La resistencia a la compresión a los 7 minutos es de particular interés. Este periodo representa el tiempo de fraguado inicial de la mayoría de los materiales, en las condiciones imperantes en la cavidad bucal, el fraguado inicial se produce alrededor de tres minutos. Por lo tanto, las resistencias a los 7 minutos son análogas a la resistencia del material en un momento en que clínicamente se hubieran ejercido sobre la base presiones de condensación de la amalgama.

Aunque la resistencia a los 30 minutos y a las 24 del cemento de fosfato de zinc son considerablemente superiores a las de los otros tipos de cementos, su resistencia al cabo de 7 minutos es semejante a la de los otros. En realidad, la resistencia a los 7 minutos del óxido de zinc-eugenol B es de alrededor del doble que la del cemento de fosfato de zinc.

#### Resistencia a la compresión para materiales a base de cemento.

Material	7 minutos		30 minutos		24 horas	
	(Kg/cm <sup>2</sup> )	(psi)	(Kg/cm <sup>2</sup> )	(psi)	(Kg/cm <sup>2</sup> )	(psi)
<i>Oxido de zinc-eugenol</i>						
A	28	400	35	500	52	750
B	161	2300	210	3000	245	3500
C	63	900	70	1000	120	1800
<i>(Oxido de zinc U.S.P. + acetato de zinc-eugenol)</i>						
	42	600	88	1250	84	1200
<i>Hidróxido de calcio</i>						
D	77	1100	63	900	84	1200
E	39	550	49	700	105	1500
<i>Fosfato de zinc</i>						
F	70	1000	882	12500	1211	17500

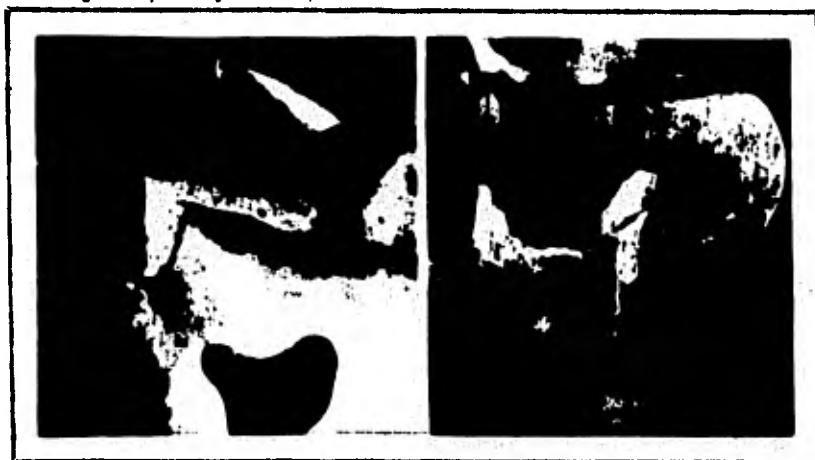
Con el objeto de determinar si la resistencia de los materiales para base de la tabla anterior era adecuada, se colocaron esmases uniformes de estos materiales sobre las paredes proximales y los pisos pulvares de cavidades de clase II talladas en dientes humanos extraídos. Inmediatamente se colocó amalgama dental sobre las bases. Los cortes de estos dientes revelaron que la resistencia de las bases era adecuada, como lo indica la siguiente ilustración. Ninguna de las bases se deformó ni se fracturó.



Como observamos en la figura siguiente de la extrema derecha, la base se fracturó o desplaza únicamente cuando se usan materiales con resistencias a la compresión inferiores a sus 170 lbs por pulgada cuadrada.

Figura de la izquierda: Corte de una restauración de amalgama condensada bajo compresión de gran fuerza contra una base cuya resistencia a la compresión a los siete minutos es de 400 lbs por pulgada cuadrada.

Figura de la derecha: Corte de una restauración en amalgama condensada mediante una técnica semejante a la utilizada en la ilustración de la izquierda, pero sobre una base - cuya resistencia a la compresión a los 7 minutos es de 35 lbs por pulgada cuadrada. La base se ha desplazado y se produjo una fractura.



Ensayos similares realizados con otro material, por ejemplo, oro directo indican - que se requieren bases de mayor resistencia, y quizá con propiedades algo diferentes, para resistir las fuerzas generadas durante la condensación. A veces, por ejemplo, el material A era desplazado cuando se condensaba oro en hojas contra él. Las superficies de las bases preparadas con los materiales A y B se escaraban y las partículas quedaban incorporadas a la restauración. Los cementos de fosfato de zinc y los de óxido de zinc-eugenol más resistentes, tales como el B, soportaban la condensación del oro en hojas.

No se ha determinado la resistencia exacta requerida para resistir la fuerza masticatoria. Sin duda, el diseño de la cavidad es un factor de importancia. En los tallados simples de clase I, por ejemplo, en los cuales la base se halla sostenida en dos lados por la estructura de la luvia, se necesitará una resistencia menor que en tallados de clase II. En el último caso, al restaurar restauraciones profundas o un ángulo, se necesitaría una mayor resistencia a las fuerzas de la masticación.

Así, la selección de base para el material es determinada, en cierta medida, por el diseño de la cavidad tallada y el tipo de restauración permanente que se ha de utilizar. En ciertos casos, algunos de los materiales de óxido de zinc-eugenol o hidróxido de calcio de mayor resistencia pueden hacer las veces de base con toda la eficacia. En otros casos, puede ser necesario cubrir la capa con una base de cemento de fosfato de zinc, porque su resistencia final a la compresión es apreciablemente superior a la mayoría de los cementos de óxido de zinc-eugenol o hidróxido de calcio.

## Materiales con base de resinas combinadas.

### A. Aplicaciones

Cementado de restauraciones y bandas de ortodoncia.

### B. Composición.

- 1.- Polvo. Fino vidrio de borosilicato que contiene iniciador de peróxido.
- 2.- Líquido. Mezcla de BIS-GMA o Dimetacrilato aromático similar con un dimetacrilato alifático que contiene un promotor de la polimerización.

### C. Reacción de fraguado.

Al mezclarlo se produce la polimerización del monómero que forma un polímero altamente cruzado, lo que da una estructura compacta.

### D. Propiedades.

- 1.- Resistencia. A la compresión se obtienen valores entre 207 y 276 MPa; a la tracción entre 41 y 55 MPa. Estos son considerablemente más altos que para los otros cementos.
- 2.- Solubilidad. La solubilidad en agua es de aproximadamente 0.05%; en ácidos orgánicos también es baja.
- 3.- Espesor de la película. Pueden obtenerse valores bajos, pero en la práctica la alta viscosidad de la mezcla trae como resultado valores de hasta 500 micrones.
- 4.- Adhesión. Se pretende su adhesión al diente, pero requiere un tratamiento previo a la superficie con ácido fosfórico.
- 5.- Tiempo de fraguado. Empleando las proporciones adecuadas de estos materiales es de aproximadamente 4 minutos; el tiempo de fraguado es de 6 a 7 minutos. La velocidad de fraguado aumenta con la mayor temperatura ambiente y por lo general disminuye cuando se ha guardado por mucho tiempo el material.

### E. Manipulación

El polvo se mide volumétricamente y se mezcla con él la cantidad correcta de gotas de líquido. Es importante proporcionarlo en forma adecuada. El uso de un limpiador de ácido fosfórico sobre el diente antes de cementado es necesario sobre las preparaciones viejas.

### F. Efectos Biológicos.

Dado que son similares a las resinas combinadas para la restauración se produce una reacción pulpar comparable. La sensibilidad de la pulpa y la reacción aumentan con el uso de limpiador ácido.

### G. Productos Comerciales.

- a.- Epoxylite CBM 9000. (Lee Pharmaceuticals.).

### H. Evaluación.

- 1.- Ventajas. Alta resistencia y baja solubilidad.
- 2.- Desventajas. Las propiedades de manipulación producen dificultades para obtener reducido espesor de película y un correcto asentamiento; irritación pulpar y sensibilidad; difícil remoción de los excesos de cemento.

## Cementos de ionómeros vítreos. (iSPA).

### A. Aplicaciones.

- 1.- Medio cementante
- 2.- Material de obturación para cavidades por erosión
- 3.- Sellador de puntos y fisuras.
- 4.- Recubrimiento por debajo de otros materiales de restauración.

### B. Composición.

- 1.- Polvo. Es un vidrio de composición similar al polvo de cemento de silicato.
- 2.- Líquido. Es una solución que tiene aproximadamente un 50% de copolímeros de ácido poliacrílico e itacónico con estabilizadores.

### C. Reacción de fraguado.

Al mezclarse, el calcio y el aluminio del vidrio reaccionan con el moléculo del ácido poliacrílico-itacónico para formar una estructura cruzada. Se forma una matriz que es un gel, que mantiene unidas las partículas sin reaccionar.

### D. Propiedades.

1.- Resistencia. A la compresión, se ha informado de un valor promedio de 140 MN/metro cuadrado para la consistencia para obturaciones, que es cercano a los valores de cemento de silicato. El valor a la resistencia diametral es más bajo, unos 11 MN/metros cuadrados. En la consistencia para cementar, los valores correspondientes son de alrededor de 120 MN/m cuadrado y 8 MN/m cuadrado respectivamente.

2.- Solubilidad. Esta depende de la relación polvo-líquido y oscila entre 0.3 al 3%, lo que es similar a los valores más altos del cemento de silicato.

### E. Manipulación.

Para obturaciones, se mezcla el polvo y el líquido de una manera similar a la de los cementos de silicato. El material para cementar se mezcla de un modo parecido al de los cementos de carboxilato de zinc.

### F. Efectos biológicos

La reacción pulpar es similar a la de los cementos de óxido de zinc y carboxilato y leve en comparación con la de los cementos de silicato.

### G. Productos comerciales.

- a.- iSPA, Detry Inc., Zurich, Switzerland.
- b.- iSPA, L. D. Caulk Co., Milford, Delaware.
- c.- Fuji Glass Ionomer Cement, A-C International Corp., Tokyo, Japan.

## Resumen.

me he permitido poner en este resumen, algunos nombres de productos comerciales de los distintos cementos que se han visto en este capítulo, porque a mi parecer es indispensable el que el odontólogo aparte de conocer las características químicas, físicas, y el comportamiento mecánico de estos materiales también tenga en mente el nombre comercial de algunos medicamentos, porque así, el clínico podrá aplicar en cualquier caso odontológico, el tipo apropiado de material, así también, como la técnica adecuada.

### 1.- Cemento de fosfato de zinc.

- a.- *Fleks Extraordinary.* (Mizzy Inc.).
- b.- *Modern Tenacin.* (L.D. Caulk Co.).
- c.- *S.S. White zinc improved.* (S.S. White, Div. Perwalt Corp.).
- d.- *Ames Z. III.* (Teledyne).
- e.- *S-C* (Stratford-Lookson Co.).

### 2.- Cemento de óxido de zinc-eugenol.

- a.- *Cavitec.* (Kerr)
- b.- *S.S. White cavity lining.* (S.S. White, Div., Perwalt Corp.).
- c.- *Relp protex.* (L.D. Caulk Co.).

### 3.- Cementos de óxido de zinc-eugenol mejorados.

- a.- *Fynal.* (L.D. Caulk Co.).
- b.- *I.R.M. B y T.* (L.D. Caulk Co.).
- c.- *Tenrex extra.* (Interstate Dental Co.).

### 4.- Cementos E.B.A.

"Sin embargo, el mejoramiento de las propiedades que se puede obtener con el uso de aditivos ha llevado a la formulación de cementos de óxido de zinc-eugenol mejorados o reforzados pensados para la cementación permanente de restauraciones coladas. Estos productos recurren a uno de los dos sistemas básicos estudiados en las páginas anteriores.

Empiezan: 1.- Refuerzo de polímeros.

2.- Incorporación del ácido orto-etoxibenzoico al eugenol. Este también contiene un relleno, tal como el cuarzo. Como el cuarzo tiende a aumentar el espesor de la película y produce una mezcla granulosa, ahora se suele usar el aluminio como relleno. Estas composiciones se suelen llamar cementos E.B.A. Aluminosos.

- a.- *Optow E.B.A. Alumina* (Getz-Optow Div., Teledyne Corp.).
- b.- *Buffalo E.B.A. Alumina* (Buffalo Dental Inc.).
- c.- *Zebacen* (L.D. Caulk Co.).
- d.- *Super Stailine.* (Stailine Products Co.).
- e.- *Zebac.* (Lorvic Co.).

5.- Cementos de metacrilato.

- a.- Duxelon. (Premier Dental.)
- b.- Poly F. (Inmalgamated Dental Co.).
- c.- Chemit. (H.J. Rosworth Co.).
- d.- Carboset. (Kerr Dental Co.).
- e.- 3M Poliacriloxilato. (3M Co./nc.).
- f.- P.C.A. (S.S. White Div., Pennwalt Corp.).
- g.- Bondalcap. (Williams-Justi Co.).
- h.- Zopac. (Lorvic).

6.- Cementos de resinas acrílicas.

- a.- Grip. (L.D. Caulk Co.).
- b.- Justi resin cement. (H.I. Justi Co.).

7.- Cementos de silico-fosfato.

- a.- Fluoro-Thin. (S.S. White, Div., Pennwalt Corp.).
- b.- Lucent. (L.D. Caulk Co.).
- c.- Dorcate. (L.D. Caulk Co.).
- d.- Bondalcap. (Williams-Justi.).

8.- Cementos de ionómeros vítreos

- a.- ASPA, De Trey Inc., Zurich, Switzerland.
- b.- ASPA, L.D. Caulk Co., Milford, Delaware.
- c.- Fuji Glass Ionomer cement, A-C International Corp., Tokyo, Japan.

9.- Materiales con base de resinas combiunlas.

- a.- Epoxylite CBA 9080. (Lee Pharmaceuticals)

continuando con el resumen:

Podemos decir que la resistencia mínima compresiva requerida para que un cemento dental retenga en forma adecuada las restauraciones es de aproximadamente 55  $\text{mm}^2/\text{m}^2$  cuadrado.

La estructura del cemento de fosfato de zinc que se forma al fraguar este es una estructura nucleada de partículas de óxido de zinc sin reaccionar en una matriz de fosfato de zinc amorfo.

Podemos decir también que la solubilidad de los cementos de fosfato en ácido cítrico o láctico comparada con agua, será de unas 20 o 30 veces más alta que en agua.

La composición de los cementos de silico-fosfato será: el polvo contiene óxido de zinc y un vidrio de silicato mezclados mecánicamente o fundidos y vueltos a moler. El líquido es una solución de ácido fosfórico concentrada que contiene aproximadamente un 45 por 100 de agua y un 2 a un 5 por 100 de fosfatos de aluminio y zinc.

Los cementos de silico-fosfato son generalmente más resistentes que los de fosfato de zinc, porque los cementos de silico-fosfato tienen resistencias compresivas de aproximadamente de un 50% más que los cementos de fosfato de zinc. La resistencia traccional es de aproximadamente un 25% mayor.

Los agentes que aceleran el fraguado de los cementos de óxido de zinc-eugenol son: agua, sales de zinc tales como acetato y sulfato y otros materiales ácidos.

También se puede decir acerca de estos cementos de óxido de zinc-eugenol que - - - tienen alta solubilidad, porque esto se debe a la hidratación hidrolítica del eugenolato de zinc y la extracción de eugenol del cemento fraguado.

También se puede decir que hay algunos materiales que se pueden combinar con el - - - óxido de zinc-eugenol para aumentar su resistencia, tales como los rellenos minerales - - - como sílice o alúmina; resinas naturales como la resina de pino; y polímeros sintéticos - - - tales como el polimetacrilato de metilo, poliestireno o policarbonato.

Los cementos de óxido de zinc-eugenol tienen efecto sobre los materiales de restauración del tipo de las resinas, porque los cementos de óxido de zinc-eugenol inducen la - polimerización de estos materiales de restauración, lo que trae como resultado su ablandamiento y cambio de color.

La diferencia de composición entre los cementos de óxido de zinc-eugenol y los cementos denominados EBN, es que el polvo de los cementos EBN contienen más relleno mineral del tipo de la alúmina, que el de los cementos de óxido de zinc-eugenol, y en el líquido - sólo un tercio aproximadamente es eugenol, el resto es ácido etoxibenzoico.

Algunos factores que afectan la reacción de fraguado de los cementos de policarboxilato son: La relación polvo-líquido, la reactividad del óxido de zinc, su tamaño de partícula, la presencia de aditivos, el peso molecular y la concentración de ácido poliacrílico. -

Las posibles razones del mínimo efecto de los cementos de policarboxilato sobre la pulpa podrían ser:

- a.- Un relativamente alto pH del cemento al fraguar.
- b.- La localización de las moléculas del ácido poliacrílico.
- c.- Mínimo efecto osmótico del líquido que se encuentra en los conductillos dentinarios.

Las consideraciones de importancia en la manipulación de los cementos de policarboxilato: Los componentes del cemento de policarboxilato deben ser cuidadosamente proporcionados y mezclados en una loseta enfriada. El polvo debe agregarse al líquido de una sola vez de manera que el tiempo de mezcla no supere los 30 o 40 segundos. La mezcla debe emplearse mientras está aún brillante, antes de que comience a tomar aspecto de telaraña.

Hay dos tipos de cementos de resina:

- a.- Los cementos de resinas acrílicas basados en polimetacrilato de metilo y monómero de metacrilato de metilo.
- b.- Materiales de resinas combinadas basados en un material de relleno vítreo y monómero de dimetacrilato BIS-GMA.

Las principales desventajas de los materiales de restauración a base de resinas - son, que el breve tiempo de trabajo, el comportamiento viscoso de la mezcla, la irritación pulpar y la dificultad para eliminar los excesos de cemento.

### 13.- CEMENTOS DE SILICATO.

Los materiales dentales denominados cementos de silicato se usan dentro de la odontología como materiales de restauración de la estructura dentaria cariada.

Al igual que los cementos de fosfato de zinc, los cementos de silicato vienen en forma de un polvo que se mezcla con un líquido que contiene ácido fosfórico. El fraguado de la mezcla produce una sustancia translúcida, relativamente dura, que se asemeja a la porcelana dental, aunque no debería ser clasificada como tal.

Hay una gran variedad de matices de cemento y ello posibilita la buena imitación del color dentario. Lamentablemente, estas restauraciones cambian de color al cabo de varios meses y se reintegran gradualmente en los líquidos bucales. Por esta razón, estos materiales no son considerados como permanentes, aunque se ha estimado que la duración promedio es de cuatro años, algunas restauraciones duran hasta 25 años y otras no alcanzan ni los 6 meses. Como veremos, este comportamiento incierto se debe a las variaciones en la técnica y al medio bucal.

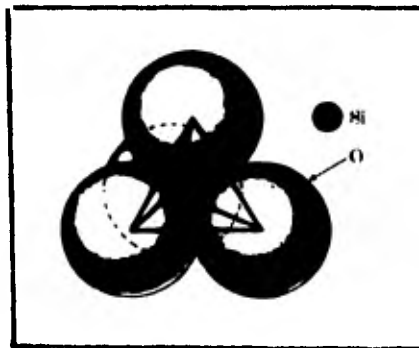
#### Composición.

Los polvos son compuestos cerámicos de grano muy fino. Son vidrios solubles ácidos. Los materiales cerámicos naturales, así como muchos materiales sintéticos, son anfóteros a las aleaciones por el hecho de contener numerosos elementos. La elaboración de tales sustancias es bastante compleja, como se verá, los polvos de cemento de silicato se componen fundamentalmente de Sílice ( $\text{SiO}_2$ ); Alúmina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ); Fluoruro de sodio ( $\text{NaF}$ ); Fluoruro de calcio ( $\text{CaF}_2$ ) Criolita ( $\text{Na}_3\text{AlF}_6$ ) o sus combinaciones.

Se calcula que la fórmula de un cemento de silicato comercial consta de alrededor de 40 por 100 de  $\text{SiO}_2$  Sílice; 30 por 100 de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  Alúmina; 4 por 100 de  $\text{CaF}_2$  Fluoruro de calcio; 19 por 100 de  $\text{Na}_3\text{AlF}_6$  Criolita; 7 por 100 de  $\text{Ca}(\text{H}_2\text{PO}_4)_2$  Fosfato ácido de calcio;  $\text{H}_2\text{O}$  agua. Es indudable que en las diferentes marcas hay variaciones en las cantidades exactas de los principales ingredientes y en la proporción de los componentes complementarios. Algunos polvos de cemento de silicato, por ejemplo, se preparan con óxido de calcio ( $\text{CaO}$ ). Sin embargo, esta fórmula es, con toda seguridad representativa.

Los ingredientes se funden a unos 1400 grados centígrados, los fluoruros funden a una temperatura inferior a la de los otros ingredientes y actúan como sustancias fusorantes. Estas sustancias se denominan fundentes cerámicos. También se usa fosfato de aluminio como fundente, además de servir como fundente, aporta más luminosidad al vidrio. La masa fundida es un vidrio de óxido. La fase principal del vidrio se compone de una red de aluminosilicato, tetraedros de  $\text{SiO}_4$  y  $\text{AlO}_4$  negativo con Ca positivo y Na positivo que equilibran la carga negativa de la red. En la figura siguiente se halla el esquema del tetraedro de silicato.

Disposición tetraédrica de la unidad de silicato,  $\text{SiO}_4$ . Las esferas sombreadas y más grandes representan los átomos de oxígeno agrupados alrededor del átomo de silicio intersticial, dibujado en color negro y en línea de trazos.



La fase secundaria que está dispersa en la fase principal como pequeñas gotas, es esencialmente fluoruro, y es la causa de la opacidad del vidrio. Mientras la masa está fundida, se la sumerge en el agua, proceso conocido como Fritado. El enfriamiento brusco produce resquebrajamiento y aprietamiento, que facilita la ulterior obtención del polvo. Con excepción de los fundidos empujados, el proceso de manufactura es como el de la porcelana dental.

El tiempo de fraguado depende de la sílice en su relación con la alúmina, en otras palabras, cuanto más alúmina se incorpore, más corto es el tiempo de fraguado, si todos los otros factores permanecen igual.

Las composiciones de los líquidos de los cementos de silicato no deben ni son demasiado diferentes a la de los líquidos de cementos de fosfato de zinc, excepto que el fosfato de zinc y a veces el de magnesio se usan como sustancias reguladoras del pH ("buffer") en los líquidos de cemento de silicato, además del fosfato de aluminio común. Asimismo, los líquidos del cemento de silicato contienen más agua (alrededor de 40 por 100 en peso) que los líquidos del cemento de fosfato de zinc. Es posible que las combinaciones de aluminio y zinc como modificaciones ayuden a prevenir la precipitación de los modificadores durante el almacenamiento del líquido. Cuando se combinan los dos modificadores, no es probable que se alcance el punto de saturación de ninguno de los materiales.

Es frecuente hallar vestigios de arsénico en los polvos y líquidos del cemento porque es difícil eliminar este tipo de impurezas de alguno de los ingredientes. No surge efecto deletéreo cuando hay cantidades inferiores de 1 parte por 500 000, límite mínimo establecido por la especificación número 9 de la Asociación Dental Americana.

Porque se intentaron innumerables modificaciones del polvo y del líquido, hasta ahora ninguna probó ser superior en propiedades físicas. La incorporación de siliconas por ejemplo al cemento, reduce levemente la solubilidad, pero al mismo tiempo reduce la resistencia a la compresión. Asimismo, la adición de fibras de vidrio no fue beneficiosa, porque no se las agregó en concentraciones suficientes, o no se las cubrió de manera que formen una unión entre el relleno y la matriz para formar una estructura compuesta.

Además, una investigación exhaustiva sobre el comportamiento de los cementos de silicato en relación con su química, indican que son pocas las probabilidades de mejorar sensiblemente las propiedades de este tipo de cemento.

#### Importancia clínica de los fluoruros.

La mayoría de los polvos de cemento de silicato comerciales contienen hasta un 15 por 100 de fluoruros. No se conoce, como explicaremos después, cuáles son los compuestos exactos de la restauración definitiva. No obstante, la importancia clínica del fluor es muy grande.

Por lo general se reconoce que la frecuencia de la reincidencia de caries es menor marcadamente alrededor de las restauraciones de cemento de silicato que alrededor de otros cementos u restauraciones permanentes. En un estudio reciente de unas 20 000 restauraciones se registró una frecuencia de 12 por 100 de caries secundaria asociada con restauraciones de amalgama. La frecuencia era de sólo 3 por 100 para las restauraciones de cemento de silicato. Asimismo, la frecuencia de caries de contacto asociadas con restauraciones de cemento de silicato es menor que con restauraciones en amalgama. Como se señaló antes caries de contacto es un término que se utiliza para describir las caries que aparecen en la superficie proximal del diente vecino a la restauración. Así, aunque el cemento de silicato tiene muchos defectos, es superior desde el punto de sus propiedades anticariogénicas. Este comportamiento es sorprendente cuando se examina la gran filtración que hay en los márgenes y a través de la restauración. Muchos materiales si es que los hay, presentan mayor filtración. La propiedad anticariogénica fue atribuida a la fluor que hay en la restauración (en el cemento). Debido a la solubilidad que tiene el cemento de silicato en los líquidos bucales, se cree que el fluoruro filtrado desde el cemento actúa mediante un mecanismo, o varios, como sustancia anticariogénica. Se han sugerido diversos modos de acción.



Una explicación lógica para este efecto peculiar, y para la que hay apreciable respaldo científico, es que los iones de fluoruro liberados durante el frugado y la ulterior disolución del cemento de silicato reaccionan con el diente vecino y forman una estructura más resistente a la decalcificación de los ácidos. Así, en efecto, el mecanismo es análogo al de las soluciones de fluoruros anticaries en tónicos.

En el siguiente cuadro figura la reducción de la solubilidad del esmalte en ácidos y disolución de fluoruros de dos cementos, A y B, que contienen fluoruros. Es interesante señalar que cuando se hicieron experimentos similares con un cemento de silicato preparado con un fundente sin fluoruro (C), la solubilidad del esmalte aumentó realmente y el contenido de fluoruro del esmalte disminuyó.

También se ha postulado que el cemento de silicato podría comportarse como elemento bacteriano. Sin embargo, hay estudios que indican que la reproducción microbiana se inhibe solo por un periodo breve, las primeras 24 o 48 horas. Este efecto antibacteriano inicial ha sido atribuido al ácido fosfónico.

Estudios recientes señalan que el fluor, incluso en pequeñas cantidades, actúa como un inhibidor de enzimas para impedir el metabolismo de los carbohidratos. Este hallazgo revela otro mecanismo más mediante el cual el silicato actuaría como agente anticariogénico. Los análisis químicos de la placa coleccionada de los márgenes de restauraciones de resina, amalgama y oro colado revelan una diferencia en la composición, comparada con la placa que se acumula en los márgenes de las restauraciones de silicato. La placa que se forma en los márgenes del cemento de silicato tiene una relación carbohidrato-nitrógeno apreciablemente más elevada que la placa tomada de los márgenes de todos los otros tipos de restauraciones. Puesto que el nitrógeno sirve como índice del contenido bacteriano de la placa, estos datos sugieren que los carbonitos presentes en las restauraciones de silicato no se metabolizan lo suficiente o que hay menor cantidad de microorganismos, cuando se hicieron ensayos comparables empleando un silicato preparado con un fundente sin fluoruro, la corrosión de la placa era similar en la hallada en los márgenes de otros tipos de restauraciones. El cemento de silicato, pues, inhibe la caries por lo menos mediante dos mecanismos relacionados con la presencia y liberación de fluoruros del material. Como hay pruebas de que los iones fluoruro se liberan lentamente del material durante la vida de la restauración, no hay duda de que el mecanismo de protección es continuo.

#### Efecto del fluoruro incorporado a otros materiales dentales.

La elucidación de la función del fluoruro en el mecanismo anticariogénico del cemento de silicato ha estimulado la investigación para dotar de propiedades anticariogénicas a otros materiales mediante la incorporación de fluoruros. Se ha añadido fluoruro a una serie de resinas para restauraciones, también se han incorporado varios compuestos de fluoruro a la amalgama, cemento de fosfato de zinc, cemento de óxido de zinc-eugenol, selladores de fosetas y fisuras y barnices cavitarios. Sin embargo al evaluar la importancia clínica de la innovación hay que tener en cuenta una serie de factores.

Se tienen datos sobre una cantidad de materiales que tienen fluoruros. Se puede, por ejemplo, añadir fluoruro a resinas restauradoras de tal manera que aumente el contenido de fluoruro del esmalte adyacente y se reduzca la solubilidad en los ácidos. Sin embargo las resinas difieren a los cementos de silicato en que son insolubles en los líquidos bucales, y la cantidad de fluoruro liberada al cabo de las primeras horas es despreciable.

El fluoruro incorporado a muchos otros materiales, v. gr., actúa de la misma manera en el sentido que los iones fluoruro no se liberan continuamente. Por ello, cuando se usan estos materiales que contienen fluoruro, la estructura dentaria recibe en realidad solo una simple anticación tónica de fluoruro, aunque la solubilidad en ácidos de la estructura dentaria inducida por el contacto de estos materiales es del mismo orden que la producida por el cemento de silicato, que la va determinar si la liberación a corto plazo de fluoruro es tan eficaz para combatir la caries secundaria como la liberación a largo plazo proporcionada por el cemento de silicato.

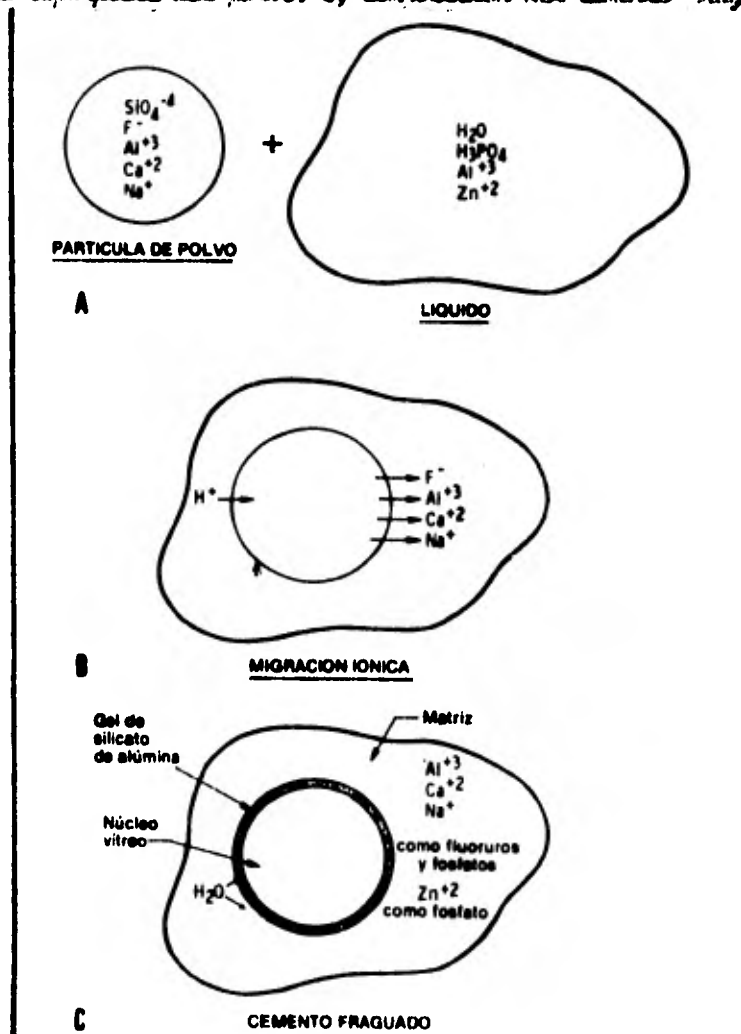
La adición de compuestos de fluoruro en concentraciones que actuarían eficazmente como anticariogénicos puede afectar a las propiedades positivas del material. La filtración del fluoruro, por ejemplo, hace que la amalgama sea más susceptible a la corrosión o aumenta la solubilidad de un cemento de fosfato de zinc. Agregado a barreras cavitarias, forma huecos en la película, huecos que reducen la capacidad del barniz para proteger la estructura dentaria subyacente.

Si bien el concepto de añadir fluoruros a materiales de restauración con la finalidad de capturar el potencial anticariogénico de un cemento de silicato merece mayores investigaciones, es obvio que existen una serie de problemas. Hay que investigar las fórmulas de estos materiales en lo que concierne a los efectos tópicos del fluoruro, el tiempo que actúa, el efecto del fluoruro añadido en las propiedades del material y la adecuada valoración clínica de su eficacia.

### Reacciones y estructura de fraguado.

La reacción química entre el polvo y el líquido es esencialmente la de una base (el polvo) y un ácido (el líquido). En la siguiente figura se halla esquematizada la reacción de fraguado.

Esquema del cemento de silicato en el proceso de fraguado. A, componentes del polvo y líquido. B, migración de iones de la capa superficial del polvo hacia el líquido y del líquido hacia la superficie del polvo. C, composición del cemento fraguado.



Al mezclar el polvo y el líquido, los iones hidrógeno del ácido fosfórico atacan -- el vidrio y desplazan los iones  $(\text{H}^+)$  positivo B). Otros iones ( $\text{Ca}^{2+}$  positivo,  $\text{Na}^+$  positivo) -- también son desplazados con los iones fluoruro. No se elimina silicio del vidrio y no se transfieren iones fosfato al vidrio. Los iones extralíquidos de las partículas se reúnen en -- la fase semilíquida, junto con el fosfato y otros iones metálicos contenidos en el líquido.

Al eliminarse iones hidrógeno de la solución, el pH se eleva y los iones metálicos -- precipitan como fosfatos y fluoruros para formar la matriz unificadora. El principal componente de esta matriz es un fosfato de aluminio hidratado. La matriz es esencialmente amorfa, aunque un pequeño porcentaje cristaliza para formar  $\text{Al}_2(\text{OH})_3\text{PO}_4$ . Se identificó fluoruro de calcio en la matriz, e indudablemente cierta cantidad de zinc y calcio.

Se atribuye cierta solubilidad del cemento de silicato al arrastre de los fosfatos ácidos de sodio y fluoruro de aluminio solubles en el agua del gel de fosfato de aluminio.

La capa superficial de las partículas de polvo, de la cual provienen la mayoría de -- los iones metálicos y fluoruro, queda como un gel de aluminosilicato hidratado, debido al -- reemplazo de los iones metálicos por protones hidratados. Se ha eliminado todo el aluminio se forma gel de sílice. Esta capa de gel de sílice hidratado se une al núcleo vítreo por una ligadura  $\text{Si-O-Al}$  y el fosfato de aluminio hidratado mediante moléculas de agua unidas por hidrógeno. Por ello, el agua es esencial para la formación del cemento.

El cemento fraguado es un material con resto que se compone de un conglomerado de -- partículas unidas en una matriz continua de fosfato.

La proporción del gel a las partículas no disueltas depende de la cantidad de polvo incorporada al líquido durante la mezcla. Por lo general, para obtener mayor resistencia e insolubilidad, es aconsejable incorporar la mayor cantidad de polvo al líquido. Se estima -- que en un cemento mezclado adecuadamente, 10 por 100 de las partículas sólidas se disuelve antes de que se forme el gel. La estructura final del cemento fraguado se compone de -- 20 a 30 por 100 de estructura de matriz gelatinosa, ocupando las partículas de polvo sin -- disolver el resto del volumen, como observamos en la siguiente figura.

Microfotografía electrónica de un cemento de silicato fraguado. El núcleo son partículas no atacadas de polvo rodeadas de una matriz de gel ácido.



### Tiempo de fraguado.

Hay que controlar el tiempo de fraguado de estos cementos. Si el tiempo de fraguado es demasiado breve el gel comienza a formarse antes de que concluya la introducción del cemento en la cavidad tallada. Como ocurre con cualquier sustancia de esta clase, las fracturas de este gel o alteraciones que sufre este son permanentes, y la estructura es débil y soluble en los líquidos bucales. Según la especificación número 9 de la Asociación Dental Americana, el tiempo de fraguado a 37 grados centígrados debe ser entre 3 y 8 minutos, ensayado con una aguja de Gillmore de una libra.

Como ya se dijo, la composición del polvo y del líquido influye decisivamente en el tiempo de fraguado. Cuanto más fino es el polvo, mayor es la rapidez de fraguado del cemento, como sucede con los cementos de fosfato de zinc, los factores que se hallan bajo efecto del operador son:

1.- En grado limitado, el aumento del tiempo de mezcla prolonga el tiempo de fraguado.

2.- Cuanto menor es la cantidad de líquido usada con la misma cantidad de polvo tanto más corto es el tiempo de fraguado.

3.- La incorporación de pequeñas cantidades de agua al líquido de algunos cementos acorta el tiempo de fraguado, si se pierde agua el líquido el tiempo de fraguado aumenta.

4.- La temperatura del momento en que se hace la mezcla afecta el tiempo de fraguado, porque a menor temperatura de la loseta, mayor es el tiempo de fraguado del cemento.

Por lo general, la velocidad de incorporación del polvo al líquido tiene poco efecto práctico en el tiempo de fraguado, aunque este tiende a acortarse si el polvo es añudado con mayor rapidez. La razón del primer factor tendría que ver con la producción del gel, si se prolonga la mezcla, el gel se rompe y retarda la adquisición de la resistencia necesaria para soportar el peso de la aguja de Gillmore. Los ensayos llevados a cabo con diferentes marcas de cemento silicato señalan que la incorporación de polvo en pequeñas cantidades, y el espatulado de la mezcla con dos minutos en vez de un minuto prolonga el tiempo de fraguado nada más que medio minuto.

El segundo factor guarda relación con la cantidad de partículas de polvo que reaccionan en comparación con la cantidad de ácido presente. Cuanto más elevada es la relación polvólíquido, tanto más rápida es la relación de fraguado, porque el ácido es neutralizado a mayor velocidad y la reacción de precipitación es más acelerada. La modificación del contenido de agua afecta el tiempo de fraguado, ya que altera la concentración de ácido. La pérdida de agua del líquido prolonga el tiempo de fraguado, debido a la mayor acidez, lentificando la precipitación de los fosfatos metálicos. Asimismo, reduce la cantidad de agua necesaria para hidratar el gel final. Lamentablemente, tal como sucede con el cemento de fosfato de zinc, toda modificación del contenido de agua modifica adversamente a todas las propiedades del cemento de silicato, incluyendo la solubilidad y la resistencia. La mejor manera que tiene el operador de regular el tiempo de fraguado es modificar la temperatura de la loseta, si igual que en los casos de el cemento de fosfato de zinc, está indicado enfriar la loseta.

### Estabilidad dimensional.

Una vez que el cemento ha adquirido la suficiente rigidez, se produce una contracción durante el endurecimiento. Desde el punto de vista clínico, las contracciones pequeñas que se producen a ciertos intervalos de tiempo son importantes. La reparación leve de la restauración de cemento de silicato en los márgenes, aumenta la filtración produciendo cambios de color.

Se comprobó que si el cemento se halla en contacto con el agua en los periodos iniciales del endurecimiento, se produce hinchazón de las capas superficiales del cemento de silicato. La hinchazón es mayor si el agua entra en contacto durante los periodos iniciales de la gelación. Lamentablemente, en la práctica no es posible sacar partido de esta inhibición, porque el contacto prematuro con el agua hace que el cemento pierda la mayoría de sus propiedades positivas, como describiremos más adelante.

El procedimiento adecuado es cubrir la restauración con una película impermeable -- al agua lo antes posible después del endurecimiento inicial del cemento, para que no haya contacto con la saliva por un espacio de varias horas. Durante este período, se produce la -- contracción. Cuando finalmente la saliva entra en contacto con el cemento, el gel se halla tan formado que la imbibición por efecto del agua solo genera expansiones pequeñas.

Si la restauración queda expuesta al aire en algún momento posterior a su endurecimiento, se produce la xeréresis y la correspondiente contracción. Este resqueamiento de la superficie del cemento y este pierde translucidez. Aunque al ser nuevamente expuesto a la saliva se vuelve a embeber, la restauración nunca recupera completamente su forma original. Por lo tanto, las restauraciones del cemento de silicato no están indicadas, por ejemplo en respiradores bucales.

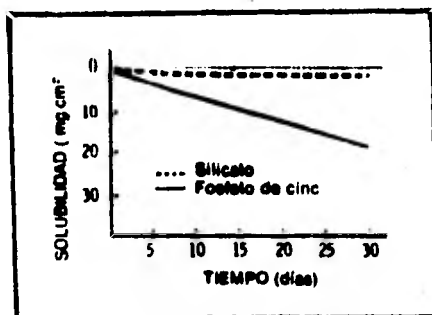
Desde el punto de vista del cambio dimensional térmico, la restauración de cemento de silicato es excelente. El coeficiente de expansión térmica del diente humano es de aproximadamente 11.4 por 10 a la menos 6 potencia, por grado centígrado, según la zona medida. El cemento de silicato presenta casi el mismo valor, 7.6 por 10 a la menos 6 potencia, por -- grado centígrado. Así, los cambios térmicos incluso intensos ejercen poco efecto en la diferencia de estabilidad dimensional entre la restauración y el diente.

#### Solubilidad y desintegración.

Aunque las restauraciones de cemento de silicato tienen buenas cualidades estéticas a poco de colocadas, su gran desventaja consiste en que se erosionan con el tiempo por -- acción de los líquidos bucales, y sus cualidades estéticas se pierden.

Según la especificación número 9 de la Asociación Dental Americana, la solubilidad y desintegración no debe ser superior a 1 por 100 después de la inmersión en agua destilada durante 24 horas a temperatura de 37 grados centígrados.

La comparación de este valor con el valor máximo de solubilidad de 0.2 por 100 -- admitida en la especificación número 8 de la Asociación Dental Americana respecto al cemento de fosfato de zinc. En esta relación, sin embargo, no está apoyada por observaciones clínicas, ya que el cemento de fosfato de zinc se desintegra en la boca con mayor rapidez -- que el cemento de silicato.

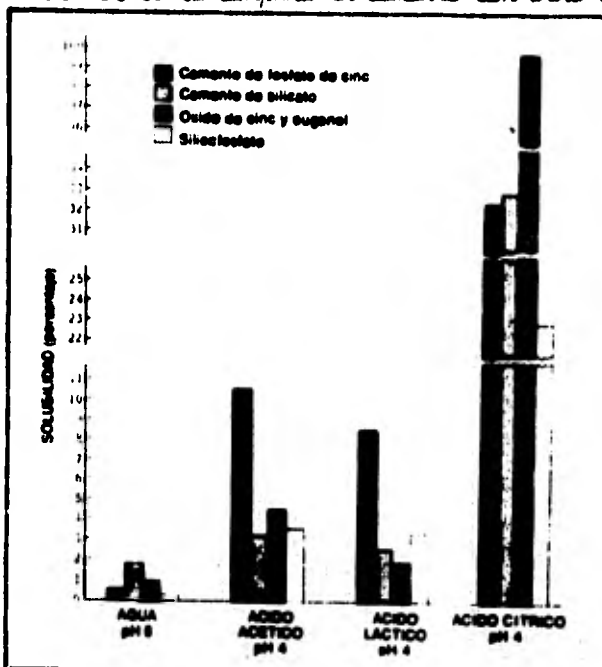


Comparación de la solubilidad de los cementos de silicato y de fosfato de zinc, in vivo, basada en la pérdida de peso promedio de las muestras de cemento en la boca de 8 pacientes.

En la figura anterior, se ha representado la solubilidad y desintegración de un cemento de silicato y la de un cemento de fosfato de zinc de 8 pacientes durante 30 días. En este estudio los cementos de fosfato y de silicato fueron colocados en un aparato intra bucal que usaban los pacientes, y la solubilidad y la desintegración se determinaron midiendo la variación del peso de los materiales. El ritmo de desintegración del cemento de fosfato de zinc en la cavidad era, obviamente, más acelerado que el del cemento de silicato.

Es probable que la explicación tenga que ver con los datos de la siguiente figura, en la cual se determinó la solubilidad de diversos tipos de cementos dentales en diferentes medios. Como vemos, el cemento de silicato es menos soluble en ácido láctico y en ácido acético que el cemento de fosfato de zinc, pero es más soluble en agua. Como estudiamos en el capítulo anterior, aunque se acente como norma el ensayo de solubilidad del agua este no representa las verdaderas condiciones si se compara un cemento con otro en el medio bucal.

Comparación de la solubilidad de diferentes sustancias cementantes en diferentes soluciones después de su inmersión durante 7 días. Las soluciones eran cambiadas diariamente.



En la placa y en los líquidos bucales hay ácidos, tales como el ácido láctico y el ácido acético. Por ello, es posible que el cemento de fosfato de zinc sea atacado más rápidamente que el cemento de silicato, como se observa clínicamente.

Esta relación con el medio bucal y con la desintegración del cemento se comprueba clínicamente por el hecho de que las zonas lingual y vestibular de las restauraciones de silicato, que se hallan expuestas a la zona de mayor arrastre de la saliva y al desgaste mecánico, permanecen relativamente intactas. La mayor parte de la desintegración se produce cerca de las zonas gingivales, donde se acumulan detritos y placa.

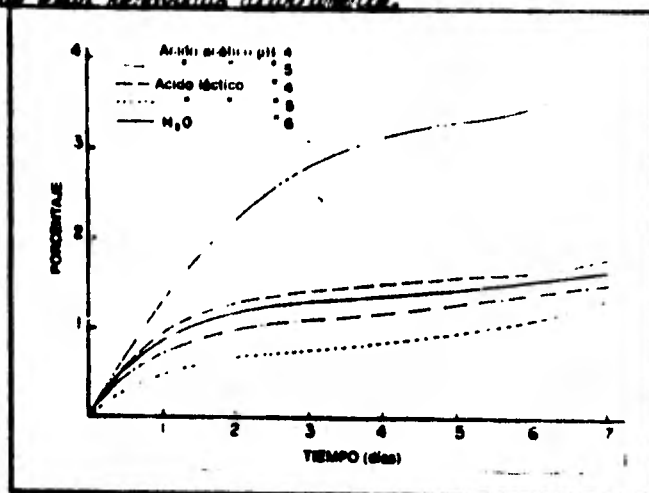
Estas observaciones sugieren que si bien la durabilidad de la restauración clínica de silicato depende de muchos factores, tales como la dieta y la flora bacteriana, de la boca, básicamente se relaciona con el tipo de pH de los ácidos a los cuales está expuesto. Una boca que normalmente tiene zonas de pH bajo debido a la desintegración de restos de alimentos, o en la cual prevalece el ácido cítrico, invariablemente contribuye a la desintegración de la restauración del cemento de silicato, sea cual sea su marca o preparación.

Como se indica en la siguiente figura, es interesante considerar la solubilidad del cemento de silicato en función del tiempo. Aun cuando las soluciones indicadas fueron renovadas diariamente, el ritmo de disolución fue disminuyendo al final del segundo o tercer día.

Sin embargo, la solubilidad del cemento de fosfato de zinc en ácidos aumentó casi en razón directa del tiempo en condiciones similares.

No hay que interpretar que la disminución de la solubilidad del cemento de silicato con el tiempo termina con la detención de la desintegración. Es una erosión progresiva que aunque leve, destruye continuamente la restauración. La estructuración está, no obstante, regida por la concentración, el pH y el tipo de líquido bucal.

*Solubilidad de un cemento de silicato característico en diferentes soluciones, que eran renovadas diariamente.*



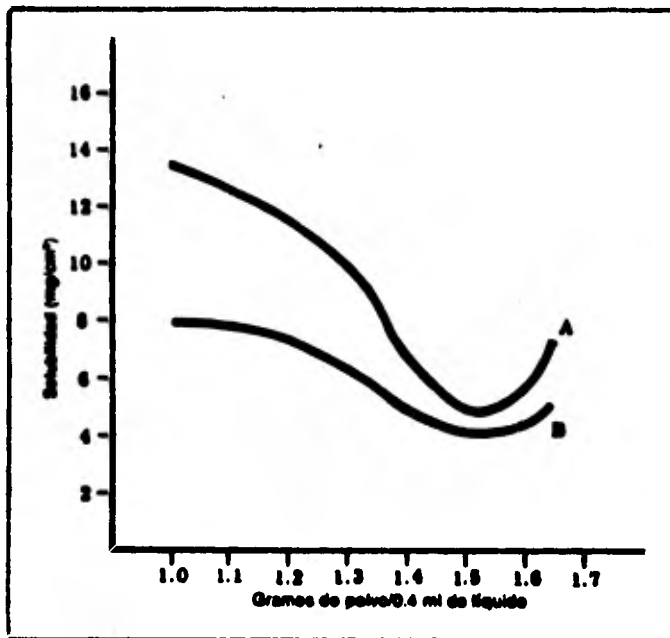
Se han determinado los productos de la desintegración. Al comienzo, los principales productos filtrados son los iones de sodio y fosfato de la matriz. La solubilidad inicial más elevada de cementos se debe a la rápida pérdida de estos componentes. A medida que el cemento envejece, la cantidad de iones filtrados disminuye, particularmente el fosfato. En el periodo tardío también se libera sodio, fluoruro y cantidades menores de fosfato. Los ácidos atacan la matriz de fosfato de aluminio y después las partículas de cemento, pues en este medio la desintegración es más rápida. El ácido cítrico es particularmente destructor, porque es capaz de quelar los iones de calcio y aluminio del cemento.

Primariamente, la solubilidad del cemento guarda relación con el gel de la matriz, y no con el núcleo de partículas sin disolver. La solubilidad del polvo de cemento propiamente dicho no supera 0.4 por 100 en agua destilada. Esta solubilidad es menor que la del esmalte dentario pulverizado, que es de 0.8 por 100. Por consiguiente, cuesta creer que el componente disuelto por los líquidos bucales sea el núcleo. Se deduce, por lo tanto, que cuanto menor es la cantidad de matriz de gel que haya en el cemento frugado, menor es su solubilidad.

Si todo lo demás es igual, la relación polvo líquido determina en forma considerable la solubilidad del cemento de silicato. En la siguiente figura está representada la influencia de la relación polvo-líquido en la solubilidad de dos marcas de cemento de silicato. Como la matriz de cemento es más vulnerable al ataque que las partículas de polvo, cuanto mayor es la cantidad de matriz con relación al núcleo, tanto mayor es la solubilidad del cemento.

Esto es así hasta cierto punto, debe haber suficiente líquido para mojar todas las partículas de polvo de modo que se unan a la matriz para formar una masa uniforme. Sin embargo, si la relación polvo-líquido es excesivamente alta, la solubilidad y la desintegración del cemento aumentan.

Solubilidad en agua de dos cementos de silicato comerciales mezclados con diferentes relaciones de polvo-liquido. La solubilidad del cemento disminuía a medida que aumentaba la cantidad de polvo incorporada, hasta llegar a un punto crítico. Más allá de una relación polvo-liquido de 1.5 g a 0.4 ml, la solubilidad aumentaba. La solubilidad del cemento B era afectada algo menos por las variaciones de la relación polvo-liquido que la del cemento A.



#### Resistencia.

Por lo general la resistencia final del cemento de silicato se mide bajo compresión. Según la especificación número 9 de la Asociación Dental Americana, la resistencia a la compresión de un cemento de silicato a las 24 horas después de haber hecho la mezcla no debe ser inferior a 1700 Kg/cm cuadrado. Aunque la resistencia de estos cementos es mayor que la de cualquier otro, son los materiales de restauración más débiles, con excepción de las resinas acrílicas.

Dentro de los límites prácticos, cuanto más polvo se incorpore a una cantidad determinada de líquido, tanto mayor es la resistencia a compresión. La mayor cantidad de partículas de polvo en el cemento endurecido, mayor es la acción de unión de la matriz o gel, por lo que la acción unificadora depende de el área superficial del núcleo. No obstante, todas las partículas deben reaccionar con el líquido; si se usa una cantidad excesiva de polvo de modo que no todas las partículas sean atacadas químicamente, el cemento será débil. Esta relación entre la relación polvo-liquido y la resistencia es evidente como lo muestra la figura anterior, en el sentido de que cuanto mayor cantidad de polvo se agregue a 0.4 cm cúbicos de líquido, tanto mayor es su resistencia a la compresión. Sin embargo, si se sigue aumentando la relación polvo-liquido habrá, sin duda, una disminución de la resistencia. La mezcla obtenida sería seca y la resistencia estaría perturbada.

Otra propiedad del cemento afectada por la relación polvo-liquido es la resistencia a la abrasión. Las mezclas más espesas de cemento de silicato son más resistentes a la abrasión que las mezclas fluidas.

La figura anterior y la figura siguiente indican la resistencia mínima y la solubilidad no se dan a una misma relación de polvo-liquido. Pero la diferencia carece de interés práctico.

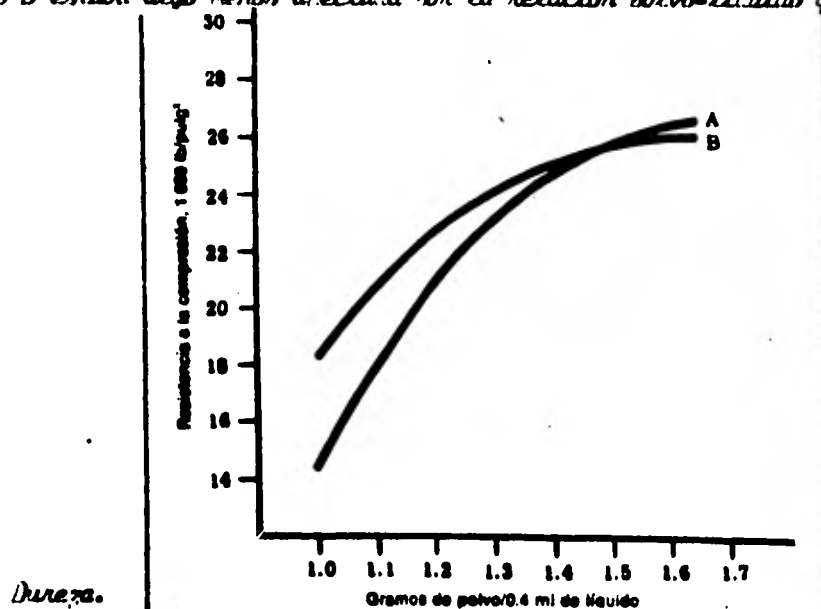
La resistencia aumenta lentamente después del endurecimiento inicial. Esto indica que la velocidad de reacción entre el polvo y el líquido es baja. En cemento, por ejemplo, alcanza en 15 minutos alrededor del 40 por 100 de la resistencia que alcanza en 14 meses.



Al cabo de tres horas, es del 60 por 100 del valor que tiene a los 14 meses, y en una semana llegó al 80 por 100 de la resistencia adquirida a los 14 meses, que es de unos 1750 Kg/cm cuadrado.

La resistencia de algunos cementos de silicato disminuye con el tiempo cuando se los mantiene en agua destilada, indicando una posible relación entre la solubilidad y erosión del cemento y su resistencia.

Resistencia de dos cementos de silicato comerciales mezclados con diferentes relaciones de polvo-líquido. Las mezclas preparadas con relaciones más bajas de polvo-líquido eran más débiles que las hechas con relaciones polvo-líquido altas. La resistencia del cemento B estaba algo menos afectada por la relación polvo-líquido que la del cemento A.



La dureza superficial de los cementos de silicato varía entre los números de dureza Knoop 65 y 80. Este valor de la dureza superficial es esencialmente el mismo que el de la dentina dentaria humana. La dureza superficial del cemento de silicato es apreciablemente mayor que la de cualquiera de los otros tipos de cemento.

#### Propiedades ópticas.

El color y el tono del cemento de silicato son comparables a los del diente. El color y el tono están en el polvo. Durante su elaboración se preparan polvos muy coloreados, así como polvos blancos o incoloros. Se mezcla el polvo coloreado con el polvo blanco para conseguir el color adecuado. El operador a su vez, puede mezclar los polvos para obtener nuevas tonalidades.

Con el objeto de que la restauración de cemento de silicato se asemeje al diente, el índice de refracción debe ser el mismo para las dos estructuras. El índice de refracción para el esmalte es de 1.60 y el de la dentina 1.50. El índice de refracción para los polvos de silicato varía entre 1.47 y 1.60, y el de la matriz de Gel es de 1.46.

La translucidez de la restauración de cemento de silicato también debe ser similar a la del cemento. Es más fácil medir la opacidad de una sustancia, que es en realidad la recíproca de su translucidez. La opacidad de una muestra del esmalte de 1 mm de espesor varía entre 21 y 67 por 100. En otras palabras, El esmalte absorbe entre 21 y 67 por 100 de la luz que pasa a través de él. Sobre la misma base, la opacidad de la dentina varía entre 50 y 91 por 100 y la de los cementos de silicato entre 57 y 23 por 100.

En ensayos prácticos, se compara la opacidad de una muestra de cemento con ciertos tipos normalizados de vidrio, colocados sobre fondo blanco y negro, de acuerdo con las instrucciones dadas según la especificación número 9 de la Asociación Dental Mexicana.

La opacidad del cemento está representada por la relación de contraste Co 70 este valor es la relación de la luz diurna que refleja (70) de la parte de la muestra de cemento de un milímetro de espesor colocada sobre fondo negro y la luz diurna que refleja (30) de la parte de la muestra colocada sobre fondo blanco, cuyo valor de reflectancia es de 70 por 100 respecto al óxido de magnesio. Cuando las reflectancias son iguales, el valor de Co 70 es de 1.00 y el cemento es 100 por 100 opaco. Si el valor de Co 70 es igual a 0.50 el valor del cemento es 50 por 100 opaco.

En el ensayo de la especificación, se usan dos vidrios de ópalo curvos con valores Co 70 de 0.35 y de 0.55, la opacidad de los cementos debe hallarse entre esos límites.

#### Cambio de color.

Cualquier impureza de los polvos o líquidos del cemento puede causar el cambio de color de la restauración en función, especialmente si las impurezas forman sulfuros coloreados, en presencia de sulfuro de hidrógeno. Los fabricantes deben usar únicamente los ingredientes más puros para elaborar los polvos y los líquidos. El odontólogo debe estar permanentemente atento para no contaminar el cemento durante su manipulación.

En algunos casos, los cambios observados en las propiedades ópticas de las restauraciones de cemento de silicato pueden ser, en realidad, una modificación de la translucidez u opacidad. A medida que la restauración se va erosionando, los márgenes se disuelven y aparece una línea negra, debido a la pigmentación del surco que queda entre la restauración y el margen cavitario. Las pigmentaciones de esta naturaleza, como sucede con las restauraciones metálicas, se relacionarían fundamentalmente con la formación de sulfuros. Asimismo, de la superficie erosionada se refleja mayor cantidad de luz, lo cual da un aspecto más opaco.

La restauración adquiere un aspecto particularmente desagradable si se la deja secar en la boca. La superficie se torna blanda y de aspecto gredoso y no recupera su translucidez al volver a mojarla. Esta restauración se erosiona con rapidez.

La eliminación prematura de la matriz, la cual expone al cemento parcialmente fraguado a la atmósfera, lleva a la formación de pequeñas grietas o rajaduras de la superficie.

Las grietas se irradian desde la superficie en pequeños crateres o respiraderos como se ve en la figura siguiente.

Superficie de un cemento agrietado.



...y van acompañadas de névula general de brillo. Estos orificios son producidos por escape de burbujas de aire o vapor del cemento incorporado durante la mezcla, y en parte, vapor de agua. Las burbujas son impulsadas hacia la superficie por el calor de la reacción de fraguado. Es posible evitar el fenómeno dejando la matriz en su lugar hasta que el cemento haya adquirido suficiente solidez para resistir el escape de las burbujas.

#### Efecto del agua.

Como los cementos de fosfato de zinc, los cementos de silicato no fraguan adecuadamente en presencia de agua. Hay que mantener la zona de trabajo seca, y no exponer a la restauración al agua hasta después de varias horas de fraguado este cemento.

La exposición prematura del cemento durante el fraguado, o después de él, produce una superficie blanda, totalmente carente de translucidez.

#### Efecto de la exposición prematura al agua.

A, inmersión en agua dos minutos antes del fraguado.

B, inmersión en agua cuatro minutos después del fraguado.



La figura anterior es una ilustración del efecto de la exposición prematura al agua. La mitad de la superficie de la muestra fue cubierta con una película impermeable al agua después, se colocó la muestra en agua dos minutos antes de fraguar, según se determinó con la aguja de Gillmore. Cuatro minutos después de haber fraguado se quitó la película y esta superficie fue también expuesta al agua. En continuación, se trazaron líneas a través de las dos superficies con el mismo instrumento y la misma presión. Como se observa, las líneas del lado A, que fue expuesto al agua prematuramente, son más anchas y más profundas que las del lado B. El lado A era blando y carecía totalmente de translucidez, mientras que el lado B era razonablemente normal. El lado A se pigmenta con facilidad y se desintegra rápidamente en comparación con el lado B.

Cuando el cemento de silicato es expuesto al agua prematuramente, se pierden por filtración cantidades considerables de productos de reacción intermedios, tales como el  $\text{NH}_2\text{PO}_4$  y  $\text{NH}_4\text{H}_2\text{PO}_4$ . Esto impide el endurecimiento adecuado de la restauración en su superficie, y esta recibe un daño irreparable, incluso si han transcurrido 4 o 5 minutos después de que el gel ha solidificado, todavía es aconsejable exponer prematuramente y prolongadamente la superficie de la restauración al agua, si se desea obtener los mejores resultados. Desde el punto de vista de la solubilidad se debería proteger la superficie del cemento, para que no entre en contacto con el agua si no por lo menos hasta 24 horas después de haber colocado esta restauración.

La solubilidad de las muestras de silicato que fueron expuestas al agua 5 minutos después del comienzo de la mezcla es de alrededor de 11 veces mayor que las protegidas del contacto con el agua durante 24 horas. Así, una vez terminada la obturación, hay que cubrir su superficie con barniz o cera antes de desmenuar al paciente. La resaturación no debe quedar expuesta a la saliva hasta varias horas después de haber sido colocada.

#### Cuidado del líquido del cemento.

Todos los cuidados enumerados para el cemento de fosfato de zinc, en el capítulo anterior, se aplican por igual a los líquidos de silicato. La falta de agua en el líquido retarda la reacción de fraguado del cemento, el exceso de agua acelera el fraguado. En los dos casos, las propiedades físicas del cemento fraguado cambian en sentido negativo. Tanto la pérdida como la incorporación de agua aumentan la solubilidad del cemento.

Las modificaciones del peso de los líquidos usados con los cementos de silicato --- cuando se los expone a la atmósfera son similares a las descritas para los líquidos de --- los cementos de fosfato de zinc. Se calculó que el frasco del líquido pierde un total --- de treinta minutos durante las repetidas extracciones del líquido por cada mezcla, aún si --- poniendo que se vuelve a colocar el tapón inmediatamente después de cada apertura. Este tie- --- po es suficiente para afectar negativamente al líquido. Como en el caso de los líquidos --- de fosfato de zinc, cuando se ha utilizado alrededor de cuatro quintos del líquido, hay --- que desechar el frasco y abrir otro nuevo.

#### Temperatura de la loseta.

Quizá la consideración más importante en la mezcla del cemento de silicato sea la tem- --- peratura de la loseta. Como se señaló antes, cuanto más baja es la temperatura, tanto más len- --- to es el fraguado del material. La loseta fría es importante para evitar la formación pre- --- maturada de gel, antes de que la mezcla de cemento sea colocada en la cavidad tallada.

Como se dejó establecido, la loseta fría para los cementos de silicato tiene importan- --- cia por otra razón más. Cuanto mayor sea la cantidad de polvo que se incorpora al líquido, --- tanto menor será el volumen de la matriz del gel en el cemento fraguado; por lo tanto, menor --- será su solubilidad y desintegración en la boca. El menor temperatura de la loseta, mayor es --- la cantidad de polvo que se puede incorporar antes de que comience la reacción y produzca --- un espesamiento de la masa.

Por otro lado, el enfriamiento de la loseta está limitado por la humedad relativa. In- --- ningún caso la temperatura de la loseta deberá ser inferior al punto de rocío. Si se acu- --- mula humedad en la loseta, la resistencia del cemento de silicato adquiere malas propieda- --- des físicas, interdependientemente de la cantidad de polvo agregada. Cuando se mezcla cemento --- de silicato, en un día caluroso y húmedo, u una temperatura superior a la del punto de rocío --- es probable que la vida útil de la restauración sea corta.

#### Mezcla.

El polvo y el líquido se colocan sobre la loseta inmediatamente antes de ser mezcla- --- dos. Por razones antes expuestas no deberá dejarse el líquido expuesto al aire mucho tiem- --- po, sino solamente lo necesario.

Es necesario medir la cantidad de polvo y líquido adecuadamente. Muchos fabricantes --- proveen dispensadores adecuados para el polvo, y se puede usar una jeringa para el líqui- --- do. Sin embargo, es difícil obtener la cantidad exacta de polvo midiendo por volumen. Por --- esta razón, hay que poner un leve exceso de polvo. Una vez comenzado el proceso de mezclado --- no es aconsejable detenerse para retirar nuevas porciones de polvo. Se descartará todo --- exceso de polvo, porque es posible que esté contaminado.

En el caso de los fosfatos de zinc, aquí es importante el ritmo con que se incorpora --- el polvo al líquido. Se incorpora alrededor de la mitad del volumen de una sola vez, y des- --- pués se van añadiendo pequeñas porciones del polvo hasta que la mezcla se espesa. El pro- --- cedimiento de mezclado consiste en incluir el polvo dentro del líquido para que cada par- --- tícula quede cubierta por este. La zona de espátulado deberá abarcar un espacio reducido --- de la loseta, para llevar al mínimo la exposición del cemento higroscópico no fraguado a --- la atmósfera.

La mezcla se completa en alrededor de un minuto, sin embargo, la prolongación moderada --- del tiempo de mezclado surte poco efecto en las propiedades físicas. Al finalizar la --- mezcla, esta debe ser espesa, de consistencia masillosa.

Los cementos de silicato se mezclan también con un amalgamador dental, para hacer --- este tipo de mezcla mecánicamente. Los fabricantes preparan cápsulas con cantidades medi- --- das de polvo y líquido semejantes a las descritas para la alación de la amalgama que --- ya conocemos. Aunque este método brinda un mejor control de las propiedades y del tiempo --- de mezclado, si se emplean las técnicas adecuadas, mecánicas o manuales, no habrá diferen- --- cias notables en las propiedades físicas finales de los cementos. Las principales ventajas ---

radican en la conveniencia y en la eliminación de las variables provenientes de la medición volumétrica de polvo y líquido.

### *Inserción y Terminado.*

Para conocer los matices de este procedimiento, se deberá consultar un texto sobre operatoria dental. En forma breve diremos, que se requiere una tira de acetato de celulosa o material similar, que pueda ser colocada alrededor del diente. En cuanto concluye la mezcla del cemento, se coloca el cemento en la cavidad tallada, se ajusta la tira de celulosa de tensamente contra el diente y se la sostiene firmemente. Es obligatorio que la tira sea sostenida tensa y rígidamente hasta que concluya el fraguado. Si no, el gel se fractura y la restauración se arruina irremediablemente. Asimismo es preciso que el campo de trabajo esté completamente seco. Nunca se deberá adivinar el tiempo de endurecimiento, sino que se estimará en un trozo de exceso de cemento que haya quedado en la loseta.

La tira se quita una vez que se ha producido el fraguado, pero de inmediato se protegerá el cemento con un lubricante adecuado para el cemento de silicato, tal como manteca de cacao, para permitir que el endurecimiento prosiga sin estar en contacto con el aire o con el agua. Algunos odontólogos dejan pasar hasta media hora antes de terminar la obturación. En el primer fraguado solo se termina el aspecto grueso de la restauración.

En ninguna circunstancia se termina en este momento la restauración nivelándola con el esmalte. Este procedimiento fomenta la fractura de los márgenes débiles y la formación de surcos en "V". Para hacer el terminado definitivo, se esperará varios días, preferiblemente una semana, para que el cemento alcance su máxima resistencia.

Mientras se produce el endurecimiento inicial en el diente, hay que contornear lo más posible la restauración con la tira de celuloide para dejar una superficie lisa. El desgaste y el pulido no dejan una superficie tan lisa como lo hace la tira de celuloide. Si posteriormente se contornea la restauración desgastándola o recortándola, las partículas no disueltas tienden a ser desplazadas de la matriz. Para hacer el terminado se deberán usar discos de grano más fino, a baja velocidad y cubiertos con grasas para reducir el calor. Los abrasivos finos producen una superficie lisa, reduciendo así la retención de residuos.

Todas estas variables de manipulación afectan el comportamiento clínico del material.

### *Acidez.*

El pH de los líquidos de silicato varía entre 0.5 y 1.0. La acidez del cemento de silicato es de pH 2.3 cuando se le pone en contacto con el diente, y aumenta a 5.2 al cabo de 28 días.

### *Lesión pulpar.*

Los cementos de silicato irritan la pulpa cuando se les coloca en la cavidad recién tallada, salvo que se les proteja con una base. La reacción de la pulpa suele ser irreversible y más intensa que la provocada por los cementos de fosfato de zinc. Aunque algunas de estas reacciones se originan en exposiciones pulpares microscópicas no detectadas, el cemento de silicato es uno de los materiales dentales de restauración más irritantes.

Por lo general, se acepta que concentraciones mínimas de ácido causan efecto deletéreo en la pulpa. Sobre esta base, el pH inicial relativamente bajo del cemento de silicato aparece como una de las causas principales de reacción pulpar.

Es prudente, por cierto, observar una precaución especial para proteger la pulpa de agresiones provenientes del cemento de silicato. Como se dejó establecido, en cavidades profundas, está indicado colocar cemento de óxido de zinc-eugenol, o hidróxido de calcio bajo cualquier restauración, además, el barniz cavitario, como veremos en el párrafo siguiente, proporciona protección complementaria de la acción ácida del cemento de silicato.

### *Causas de fracaso.*

*Las dos causas más comunes de dificultades son:*

- 1.- *Uso de líquido que se ha modificado por estar expuesto a la atmósfera o por contaminación.*
- 2.- *Técnica incorrecta de mezclarlo.*
  - Si el cemento fragua con excesiva lentitud, las causas probables son:*
    - a.- *que la mezcla sea muy fluida (insuficiente incorporación de polvo)*
    - b.- *Desequilibrio del líquido por pérdida de agua.*
  - Si el cemento fragua con excesiva rapidez las causas probables son:*
    - a.- *que la mezcla se ha hecho sobre una loseta fría.*
    - b.- *que el líquido ha recibido agua.*

*La precipitación o enturbamiento del líquido denota contaminación o evaporación -- del agua, y hay que desecharlo. El exceso de polvo que se ha colocado sobre la loseta nunca deberá ser devuelto al frasco. El polvo no debe haber entrado en contacto con el líquido -- y al volver al frasco afectará las propiedades de las sucesivas mezclas.*

*Está contraindicado el añadir líquido a la mezcla una vez que esta haya empezado a realizarse, si la mezcla es demasiado viscosa o ha empezado a fraguar, hay que desecarla. Si raras veces hay que agregar más polvo a una mezcla demasiado líquida o fluida, después de concluido el espatulado. Como ya se dijo, es necesario concluir pronto la mezcla. Una vez -- que el polvo y el líquido entran en contacto íntimo, comienza a formarse el gel de sílice. La ulterior perturbación del gel afecta la mezcla y la restauración no sirve.*

### *Comparación entre restauraciones directas de resinas y de cemento de silicato.*

*Para la restauración de los dientes anteriores disponemos de dos materiales estéticos, el cemento de silicato y la resina directa. Como sucede con todos los materiales restauradores, cada uno tiene ventajas y defectos. La elección del material se hace sobre la base de sus propiedades y su relación con los esfuerzos que se demandarán de la restauración de la situación clínica en particular. En algunos casos la situación dicta claramente el material que hay que usar, mientras que en otros, el operador puede elegir según sus preferencias personales.*

*Las propiedades estéticas de las resinas son algo superiores a la de los cementos de silicato. La resina es menos insoluble o casi no es soluble en los líquidos bucales y -- es menos susceptible a la pigmentación o a la pigmentación. El cemento de silicato es extremadamente frágil y se fractura al impacto; las resinas no se fracturan con tanta facilidad al impacto. Por esta razón, la resina se presta mejor para la restauración de lesiones -- grandes (v. gr., de clase IV) que el cemento de silicato.*

*Por otra parte la técnica de la resina es más delicada que la del cemento de silicato. El éxito de la restauración de resina depende mucho de la técnica empleada para su -- colocación; el operador debe realizar cada paso con toda minuciosidad.*

*La ventaja principal del cemento de silicato es su característica anticariógena. La -- mala adaptación marginal de la resina producirá, con toda seguridad, caries secundaria. Esto no es válido para el cemento de silicato. En una boca con índice de caries elevado, el cemento de silicato es, sin duda, el material más conveniente.*

## BARRICES Y FUNDOS CAVITARIOS.

Para cubrir las paredes y el piso de las cavidades talladas se usan varias - - clases de fondos cavitarios. Estos materiales se clasifican en dos grupos.

- a.- El barniz cavitario característico se compone principalmente de una goma natural, - tal como el copal, resina, o resina sintética, disuelta en un solvente orgánico como acetona, cloroformo o éter.
- b.- El cemento, denominado Fondo cavitario, es un líquido en el cual se halla suspendido hidróxido de calcio y óxido de zinc en soluciones de resinas naturales o sintéticas. Las fórmulas de los dos tipos de materiales están preparadas para proporcionar una - sustancia fluida que se pinta con facilidad sobre la superficie de la cavidad tallada. - El solvente se evapora rápidamente, dejando una película que protege la estructura dentaria subyacente.

### *Barrices cavitarios.*

La película de barniz colocada bajo una restauración metálica no es un aislante térmico eficaz, aunque estos barnices presentan baja conductividad térmica, la película aplicada no tiene espesor suficiente para brindar aislamiento térmico cuando se aplica calor sobre la amalgama dental.

Siempre el barniz no reduce la sensibilidad posoperatoria cuando la restauración metálica permanente es sometida a cambios bruscos de temperatura producidos por líquidos o - alimentos fríos o calientes introducidos en la cavidad bucal, su eficacia en este aspecto - está estrechamente relacionada con su tendencia a reducir la filtración marginal alrededor de la restauración. Si este respecto, es de especial interés el comportamiento del barniz utilizado junto con la amalgama.

### *Efecto de la filtración.*

Como se ha explicado, se usan isótopos de marcadores radiactivos para medir la infiltración de líquidos o microorganismos entre las paredes de la cavidad tallada y la restauración dental. Aplicando este sistema solo se puede decir que la filtración durante la primera semana es abundante. No es posible reducir esta cantidad de filtración reformando o cambiando las técnicas de condensación o de preparación de la amalgama. La sensibilidad operatoria que aparece después de la inserción se relaciona a veces con los líquidos que penetran por los márgenes. Estas sustancias nocivas actúan como una fuente permanente de irritación pulpar, especialmente en las cavidades profundas en donde solo una delgada capa de dentina separa la restauración de la pulpa.

La retracción de los líquidos alrededor de la restauración de amalgama disminuye - cuando se usa barniz. Esta observación indica que si el barniz reduce la sensibilidad dentaria, como dijimos, se puede atribuir este efecto a la menor entrada de líquidos irritantes. Se registra un efecto similar en la filtración marginal cuando se emplea un barniz con otros materiales de restauración, tales como el oro en hojas.

### *Efecto de la penetración de los ácidos.*

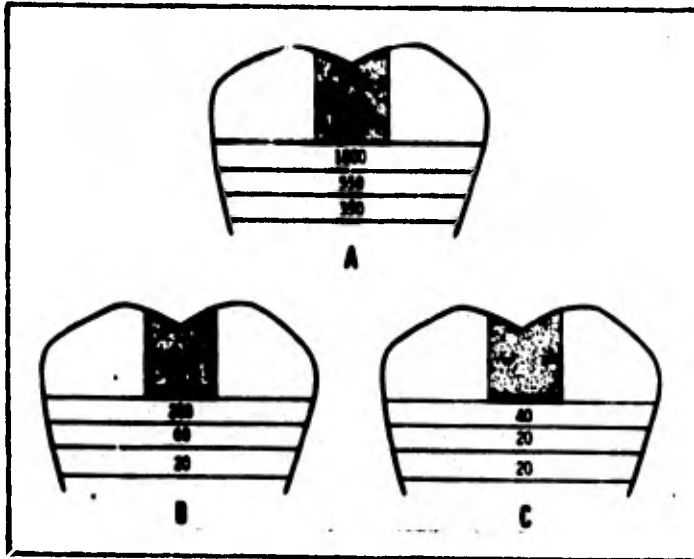
Como se estudió, se asocia la capacidad irritativa de los cementos de fosfato de zinc y los de silicato a sus ácidos. La penetración de estos ácidos a través de la dentina hacia la pulpa es el problema fundamental de la preservación de la salud pulpar.

Como las membranas semi-permeables, los barnices cavitarios se comportan de manera diferente ante las diversas clases de iones, permitiendo la libre entrada de unos e inhibiendo la entrada de otros. La penetración del ácido fosfórico es de particular interés en este aspecto.

Con la finalidad de estudiar el efecto de los barnices cavitarios, se prepararon --- restauraciones de cemento de silicato con líquidos que contenían ácido fosfórico radiactivo y se las colocó en dientes de mono. Se determinó la penetración del ácido del cemento en la estructura dentaria en cavidades forradas y sin forrar midiendo la radiactividad de la dentina en cortes subyacentes a la restauración. En la siguiente figura vemos los resultados de estos experimentos

Penetración de ácido fosfórico del líquido hacia la dentina, desde restauraciones de cemento de silicato. Los números representan el recuento radiactivo realizado sobre cortes de 0,5mm de dentina subyacente a la restauración. Obviamente, cuanto más alto es el número mayor es la penetración ácida.

- a.- Cemento de silicato en una cavidad desprotegida.
- b.- Restauración colocada en una cavidad barnizada.
- c.- Restauración sobre una base de óxido de zinc-eugenol, o sobre una base de híbrido de calcio.



El efecto protector del barniz se manifiesta por la marcada disminución del recuento radiactivo de la dentina subyacente.

Se realizaron pruebas semejantes utilizando una base protectora de óxido de zinc y eugenol, o cemento de hidróxido de calcio. Estos materiales son particularmente eficaces, para inhibir la penetración de los ácidos hacia la dentina.

Se obtuvieron resultados comparables cuando se utilizaron otro tipo de cementos que utilizan ácido fosfórico, es decir, de fosfato de zinc y de silico-fosfato.

Así, pues, se deberá emplear un barniz cavitario o una base de óxido de zinc-eugenol o hidróxido de calcio con todos los materiales restauradores o cementantes que contengan ácidos, especialmente en cavidades profundas. Asimismo, en algunos casos, se aconseja usar una base y un barniz. La base de cemento brinda aislamiento térmico bajo restauraciones metálicas, mientras que el barniz reduce la microfiltración.

Suponiendo que en ciertas circunstancias se requiera la base y el barniz, surge la interrogante de si la base debe ir antes del barniz o si el barniz debe ir antes de la base. La respuesta depende del tipo de base que se emplee. Obviamente, si la base es un cemento de fosfato de zinc, se aplicará primero el barniz para proteger la dentina y la pulpa del ácido del cemento. Sin embargo, si la base de hidróxido de calcio o un cemento tipo OZ se van a utilizar primero se coloca la base antes que el barniz para que esta tenga un contacto con la dentina y surga así su efecto altamente paliativo.



Después, se aplica el barniz sobre la base antes situada. La eficacia de la bu e de -- hidróxido de calcio o de OTE para estimular la formación de dentina secundaria depende -- de si se halla en contacto directo con la dentina, que ha sido tallada.

Aplicación del barniz.

La elección de la marca de barniz se basa en preferencias personales, en las caracte -- rísticas de manipulación, tales como el escurrimiento y la capacidad de ser visto fá -- cilmente cuando se está aplicando sobre la superficie de la cavidad. No hay grandes di -- ferencias en la calidad de los distintos productos que se pueden encontrar en el mercado.

Es sumamente importante obtener una capa uniforme y continua en todas las superfi -- cies de la cavidad. Si la capa es dispareja o si hay burbujas, los resultados son incier -- tos. Hay que aplicar varias capas delgadas. Cuando la primera capa se seca, aparecen peque -- ños orificios. La segunda o tercera aplicación rellena la mayor parte de ellos y deja así una capa más continua. El barniz se aplica con pincel, con un asa de alambre o con una to -- ruelita de algodón.

Deben tenerse en cuenta que la consistencia del barniz debe ser fluida. Si el barniz fuera muy -- viscoso, no inhibe bien la filtración marginal. Si el barniz se espesa mientras se halla -- almacenado o durante su uso, hay que disolverlo con un solvente adecuado.

No se ha comprobado, por ejemplo, que sea necesario eliminar el barniz de los márgenes de la cavidad antes de atacar una obturación con amalgama. La solubilidad de los barnices es baja; son virtualmente insolubles en agua destilada, así, si en la zona marginal de una restauración hay una capa delgada de barniz, no se produce deterioro perceptible del barniz en el medio bucal normal. Sin embargo si se deja barniz en el margen, debe ser en peque -- ñas cantidades porque todo exceso impedirá la terminación adecuada de los márgenes de la restauración.

No obstante, siempre habrá que quitar todo exceso de película de los márgenes de es -- malte antes de colocar una restauración de cemento de silicato o de silicofosfato. El barniz inhibe la penetración del fluoruro en el esmalte, en aproximadamente en un 50 por 100. Hay que tener gran cuidado en quitar el barniz de los márgenes. Es necesario no despejar -- lo inadvertidamente de las paredes cavitarias, no solo se consigue la protección apropiada cuando se cubren adecuadamente las superficies de la cavidad.

No se deberán colocar barnices cavitarios comunes bajo restauraciones de resina acrí -- lica. El solvente del barniz reacciona con la resina o la ablanda. Asimismo, el barniz im -- pide que la resina moje adecuadamente la cavidad. Se deberán utilizar únicamente substan -- cias elaboradas para ser usadas con materiales de resina para restauraciones.

Otros elementos auxiliares que mejoran la adaptación son los agentes de revesti -- miento que suele ofrecer el fabricante, en especial cuando se trata de resinas que emplean el sistema de curado con sulfinito. Estos revestimientos denominados por los fabricantes como imprimador o obturador cavitario, no deben ser confundidos con los barnices para ca -- vidades que hemos visto anteriormente. Los agentes de revestimiento cavitario preparados -- para ser usados con las resinas acrílicas son soluciones de ácido metacrílico o éster de ácido fosfónico de glicerina disuelto en monómero de metacrilato de metilo. El revestimien -- to es aplicado sobre la superficie de la cavidad tallada antes de depositar en ella la resina. El propósito es mejorar la superficie hidrofílica de la dentina y del esmalte para acrecentar la atracción de la resina hidrófoba. Como el revestimiento no se evapora com -- pletamente, hay que aplicarlo en películas muy delgadas con una torunda de algodón que -- ña. No hay pruebas de que estos revestimientos produzcan adhesión significativa, pero sí me -- joran levemente la adaptación de la resina, por lo menos al principio."

### Forros cavitarios.

En el capítulo anterior se habló del uso del hidróxido de calcio y del óxido de zinc-eugenol como bases intermedias bajo restauraciones permanentes. Los forros cavitarios a los cuales se han agregado estos compuestos son quizá más parecidos a dichas bases que a los barnices cavitarios. Difieren principalmente de los materiales de base, en que el hidróxido de calcio o el óxido de zinc está disperso en una solución o resina. Por lo tanto, es posible aplicar hidróxido de calcio u óxido de zinc sobre la superficie cavitaria en capas relativamente delgadas.

Lo mismo que sucede con los barnices, es probable que el espesor de estas películas no sea suficiente para proporcionar el aislamiento térmico. Indudablemente estos materiales fueron hechos para incorporar las propiedades y efectos positivos del hidróxido de calcio y del óxido de zinc en un material del tipo de los forros. Además, el hidróxido de calcio podría neutralizar cuanto menos en teoría los efectos del ácido de los cementos dentales.

Es obligatorio que los márgenes estén bien limpios de este tipo de material, o sea, que los forros deben ser removidos de los márgenes de las cavidades talladas, porque los aditivos de que se componen son solubles en los líquidos bucales y se disuelven dejando una película de resina porosa que permite la filtración marginal.

### Restauraciones temporales.

El odontólogo suele hacer restauraciones temporales antes de colocar la restauración permanente. La restauración temporaria está indicada en los dientes en donde hubo una lesión pulpar importante.

Un tratamiento paliativo de esta índole asegura una recuperación más completa de la pulpa después de colocada la restauración permanente. En estos casos la restauración temporal puede quedar varias semanas. En la técnica indirecta para restauraciones de oro colado se necesita hacer una restauración temporal entre el momento en que se talla la cavidad y se confecciona la corona o la incrustación.

En otras circunstancias, la restauración temporal presta servicios durante períodos prolongados, de seis meses o mayores. En la práctica de odontopediatría, y en las fuerzas armadas, en bocas con caries rampantes, es frecuente que el odontólogo desee eliminar todas las caries en la misma sesión, para modificar la flora bucal y detener la propagación de la caries. Se colocan entonces obturaciones temporales, y las permanentes se van instalando según lo permita el tiempo y los honorarios de el consultorio. Estas son denominadas restauraciones intermedias.

Con esta finalidad se usan una variedad de materiales. Los materiales que se han de utilizar dependen de:

- a.- Las exigencias que se demandarán al material en esa situación particular.
- b.- La vida útil requerida de la restauración.

La propiedad de mayor importancia en la restauración temporal radica en consideraciones biológicas. Deben generar una respuesta pulpar favorable y sellar la cavidad. También son importantes otras propiedades, tales como la solidez, la resistencia a la abrasión, la resistencia al escurrimiento y el fácil retiro de la cavidad. El orden de prioridad de estas propiedades tiene que ver con las condiciones de uso. Así, por ejemplo, una restauración temporal se hace mientras se confecciona la restauración colada debe tener suficiente rigidez para resistir la deformación y el escurrimiento. Si no, el diente adyacente puede cambiar de posición, influyendo en la adaptación de la restauración en el momento de su colocación. La resistencia en general, y la resistencia a la abrasión son más importantes en una restauración intermedia que debe estar en función un tiempo prolongado.

### Gutapercha.

Durante muchos años, el material para obturaciones temporales fue la gutapercha, --- savia coagulada de ciertos árboles tropicales. A este material semejante al caucho se --- agregaron diversas sustancias, tales como el óxido de zinc y cera blanca, para hacerlo --- útil como sellador cavitario o radicular temporal. La bavita de gutapercha se ablanda al calor y se le coloca en la cavidad tallada, donde endurece al enfriarse.

La gutapercha, aunque muy usada, no es un material para obturación temporal satisfactorio, porque permite la filtración y los dientes se tornan sensibles, debido a la irritación pulpar que se produce. También es posible que el calor del material que se coloca en la cavidad y la presión ejercida sobre la pulpa durante el ataque contribuyan a la irritación pulpar. La gutapercha no se adapta bien a la estructura dentaria y pocos son los materiales dentales que presentan mayor filtración marginal.

### Cementos de fosfato de zinc.

Los cementos de fosfato de zinc no se usan únicamente cuando se requiere un alto grado de permanencia. Aunque la resistencia final y la resistencia a la abrasión son superiores a la de los cementos de óxido de zinc-eugenol, no tienen resistencia mecánica ni --- resistencia a la desintegración adecuadas para zonas sometidas a las fuerzas de la masticación y a la abrasión.

La adición de linaduras de aleación de amalgamas a las mezclas de cemento mejora algunas propiedades físicas. Una valoración clínica de varios materiales de obturación temporales indica que las restauraciones de combinaciones de linaduras de aleación y fosfato de zinc son más durables que las del fosfato de zinc solo.

### Cementos de silicofosfato de zinc.

El mismo estudio clínico indica que un cemento de silico-fosfato de zinc se compara favorablemente con la combinación de linaduras de aleación y fosfato de zinc. Sin embargo, cualquiera de estos materiales está indicado solo cuando la restauración temporal ha de --- servir durante un periodo prolongado. La carencia de capacidad para favorecer la reparación pulpar limita su uso o el del cemento de fosfato de zinc.

### Cementos de óxido de zinc-eugenol.

Entre los materiales de restauración temporal el cemento de óxido de zinc-eugenol --- es superior en lo referente a las consideraciones biológicas. Ejerce efecto calmativo en --- la pulpa y la microfiltración es mínima. Sin embargo, la baja resistencia mecánica, la mala resistencia a la abrasión y el alto escurrimiento de los cementos de óxido de zinc-eugenol corrientes y reformados han limitado su utilidad como material de restauración temporal.

Se han ideado diferentes técnicas para compensar el escurrimiento elevado y la falta de rigidez del cemento y obtener, sin embargo, beneficios de sus propiedades biológicas.

Una técnica consiste en hacer una restauración de gutapercha, quitarla después de la cavidad, y volver a cementarla con óxido de zinc-eugenol. De esta manera, podemos aprovechar el bajo escurrimiento de la gutapercha, y sin embargo, reducir la filtración marginal usando el cemento de óxido de zinc-eugenol. Al realizar coronas y puentes, las restauraciones temporales suelen ser de resina acrílica y se les suele cementar con óxido de zinc-eugenol. Se han tratado de mejorar las propiedades físicas del cemento de óxido de zinc-eugenol --- incorporando a este aljólon, vidrio y linaduras de amalgama; pero estos elementos no refuerzan eficientemente este tipo de cemento y las obturaciones con este tipo de cemento cumplen bien sus funciones durante unos días solamente.

El reconocimiento de la necesidad de disponer de un material de restauración intermedio ha llevado a proseguir las investigaciones para hallar la fórmula de óxido de zinc-eugenol que sirva a este propósito. Hay ahora varios de estos materiales. Cuando menos uno se basa en el refuerzo de polímeros. El polvo se compone de óxido de zinc y de partículas de polímero finamente trituradas en una cantidad que varía de entre 20 y 40 por 100 en peso.

Además, se trata la superficie del polvo de óxido de zinc con un ácido monocarboxílico alifático, tal como el ácido propiónico.

El líquido es eugenol. (en todos los casos)

Esta combinación de tratamiento de la superficie y refuerzo con polímeros produce un refuerzo en el cemento, con una buena resistencia mecánica y resistencia a la abrasión notablemente elevada cuando se le mezcla hasta conseguir la resistencia y consistencia de obturación.

En particular la fórmula acrecienta la tenacidad. La experiencia clínica con este tipo de material, indica que se puede servir eficazmente como material de restauración por lo menos durante un año.

#### Productos Comerciales.

- 1.- Achatite und nichatite Biochromatic. (W.H. Byron, Inc.).
- 2.- Ames plastic porcelain. (Teledyne dental products Co.).
- 3.- Astralit. (Premiere dental products Co.).
- 4.- Caulk syntrex F. (L.D. Caulk Co., Div. of Dentsply International, Inc.).
- 5.- Detry's Synthetic Porcelain. (L.D. Caulk Co.).
- 6.- M A Cement. (S.S. White Div., Permalloy Corp.).
- 7.- Silicap. (H.D. Justi Co. Div. of Williams Gold Refining Co., Inc.).
- 8.- S.S. "White Filling porcelain improved and new filling porcelain. (S.S. White Div., Permalloy Corp.).

#### Resumen:

Como es costumbre me he permitido agregar un pequeño resumen de todos los aspectos que a mi consideración son los más importantes de este capítulo.

Las propiedades de un cemento de silicato pueden modificarse mediante el aumento de la velocidad de la reacción de fraguado, porque un tiempo de trabajo insuficiente podría traer como resultado una desorganización de la matriz de gel que se está formando, y por lo tanto producir propiedades inferiores.

Una restauración de cemento de silicato es muy sensible al ambiente externo porque la matriz de cemento es un gel irreversible (de alúmina-silicato), y depende mucho del mantenimiento de agua para las propiedades físicas y ópticas. El contacto prematuro con la humedad provoca el lavado de los componentes solubles en la matriz. La deshidratación trae como resultado la pérdida de agua del gel y el cuarteado del material.

La técnica de mezclado del fosfato de zinc difiere de la del Silicato, en que el silicato debe mezclarse rápidamente hasta una consistencia espesa agregando porciones de polvo al líquido y espatulando sobre una pequeña superficie de la loseta. El cemento de fosfato de zinc debe mezclarse más lentamente para formar una consistencia poco viscosa agregando pequeñas porciones del polvo al líquido y espatulando sobre una gran superficie de la loseta. Se mezclan en forma distinta los cementos de fosfato de zinc que los de silicato, porque se produce muy poco calor durante la reacción de fraguado del cemento de silicato en comparación con la producida por el cemento de fosfato de zinc. También la matriz

del cemento de silicato es un gel, y es necesaria la inserción temprana para el desarrollo de una matriz resistente y continua.

Los de los efectos biológicos que se ven en esmerar de la inserción de cemento de silicato como restauración directa sobre el tejido dentario es:

- a.- Respuesta inflamatoria entre interdental y severa en las células pulvares adyacentes.
- b.- Efecto anticario-phico sobre la estructura dentaria dura debido a la liberación de fluor.

El acabado de una restauración de silicato debe demorarse durante por lo menos --- 48 horas siempre que sea posible porque, la matriz del gel se forma lentamente durante un periodo prolongado, y la interrupción temprana del proceso produce un cambio irreversible que afecta seriamente la resistencia y la estabilidad del material fraguado.

Las ventajas distintas que se pueden lograr empleando cápsulas preproporcionadas de cemento de silicato y mezcladores mecánicos son:

- a.- El distribuir de manera uniforme el polvo y el líquido provee mezclas más constantes y precisas.
- b.- El procedimiento de mezcla puede realizarse más rápidamente.

Las tres desventajas principales que se asocian con el uso de cementos de silicato en las restauraciones anteriores son:

- a.- Solubilidad en el medio oral.
- b.- Respuesta inflamatoria pulvar cuando se coloca en contacto con dentina expuesta.
- c.- Pérdida temprana de translucidez y falta de igualdad de colores con el tejido dentario circundante.

14.- PORCELANAS DENTALES.

Aplicaciones en la odontología.

- 1.- Dientes artificiales.
- 2.- Coronas fijas.
- 3.- Coronas y puentes de porcelana sobre metal. (Esmalte).
- 4.- Incrustaciones simples.

Composición.

1.- Porcelana dental. Es una combinación de minerales cristalinos (por ejemplo feldespato, sílice, alúmina) en una matriz de vidrio. La fase vítrea generalmente contiene aproximadamente un 65% de Sílice ( $\text{SiO}_2$ ); y un 15% de Alúmina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ); el 20% restante es una combinación de  $\text{K}_2\text{O}$ ,  $\text{Na}_2\text{O}$ ,  $\text{Li}_2\text{O}$ , y de  $\text{B}_2\text{O}_3$ . Los opacificadores son óxidos blancos (por ej.,  $\text{SrO}_2$ ,  $\text{TiO}_2$ ), que se agregan para producir el aspecto de la estructura dentaria. Se los dispersa en una solución coloidal para que produzcan una dispersión difusa de la luz, que se conoce con el nombre de efecto (Tyndall) y un aspecto lechoso.

Análisis químico de porcelanas dentales.

Compuesto	Bident opaco 80 2	Ceramco opaco 80	V.M.K. opaco 131	Bident dentina 80 27	Ceramco dentina T 69	V.M.K. dentina 142
$\text{SiO}_2$	52 %	55 %	52,4 %	56,9 %	62,2 %	58,8
$\text{Al}_2\text{O}_3$	13,55	11,65	15,15	11,80	13,40	18,30
$\text{CaO}$	—	—	—	0,61	0,98	2,01
$\text{K}_2\text{O}$	11,05	9,6	9,8	10	11,3	10,25
$\text{Na}_2\text{O}$	5,28	4,75	6,58	5,42	5,37	8,63
$\text{TiO}_2$	3,01	—	2,58	0,81	—	0,27
$\text{ZnO}$	3,22	0,16	5,16	1,46	0,34	—
$\text{SnO}_2$	6,4	15	4,8	—	0,5	—
$\text{PbO}$	0,08	0,04	0,08	0,10	0,08	0,10
$\text{BaO}$	1,08	—	—	3,52	—	—
$\text{ZnO}$	—	0,26	—	—	—	—
$\text{Li}_2\text{O}$	—	—	—	—	—	—
$\text{B}_2\text{O}_3$ , $\text{CO}_2$ y $\text{H}_2\text{O}$	4,31	3,54	3,24	9,58	5,85	8,67
						3,75

2.- Estructura vítrea. Es una estructura amorfa, irregular, producida por grandes cationes metálicos alcalinos (es decir  $\text{Na}^+$ ,  $\text{K}^+$ ,  $\text{Li}^+$ ), que distorsionan la estructura cristalina como se ilustra en la siguiente figura. Como resultado, los vidrios fluyen a temperaturas más bajas que los minerales puros.

La estructura del vidrio de sodio es irregular y contiene grandes cationes alcalinos.



● Si      ○ O      ○ Na

3.- **Coloreado.** Los tonos de los dientes naturales se producen por el agregado de pequeñas cantidades de óxidos coloreados, para dar tintes amarillos, rosados, y azules a las porcelanas. Se emplean los óxidos de cobalto, hierro, cromo y otros. Para estimular la fluorescencia del esmalte bajo luz ultravioleta se agregan óxidos de tierras raras y sales de uranio.

### Fabricación.

1.- **Frita.** Los minerales cristalinos se mezclan con carbonatos de metales alcalinos y bórax y se cuecen a altas temperaturas para formar la fase vítrea por medio de una serie de reacciones pirotécnicas complejas. En algunos productos toda la masa es convertida al estado vítreo. El lote molido se enfría rápidamente para preservar la fase vítrea. Luego se lo muele hasta formar un polvo fino. La frita, entonces es una cerámica vítrea finamente molida.

El proceso de la frita puede repetirse para incorporar alúmina cristalina para la porcelana aluminosa, opacificadores u óxidos coloreados. Una corona de porcelana requiere el uso de distintas fritas para simular los distintos aspectos naturales. Estas se llaman porcelanas para cuerpo, esmalte, gingival e incisal. La primera capa que se hornea sobre una corona metálica se denomina porcelana opaca. Además se disponen de muchos tonos para este tipo de porcelana.

### Procesado.

1.- **Pasta.** El polvo se mezcla con agua para formar una pasta que puede moldearse. Puede emplearse almidón, azúcar y aditivos comerciales para aumentar la viscosidad y la capacidad de mojarlo.

2.- **Condensación.** La pasta se coloca sobre un molde metálico para formar un diente artificial o se aplica sobre un troquel recubierto de una matriz de platino para conformar una corona. El exceso de agua es eliminado por uno de varios métodos:

- a.- Absorción con papel.
- b.- Vibración.
- c.- Agregado de polvo seco a la superficie para que absorba agua.

### 3.- Horneado.

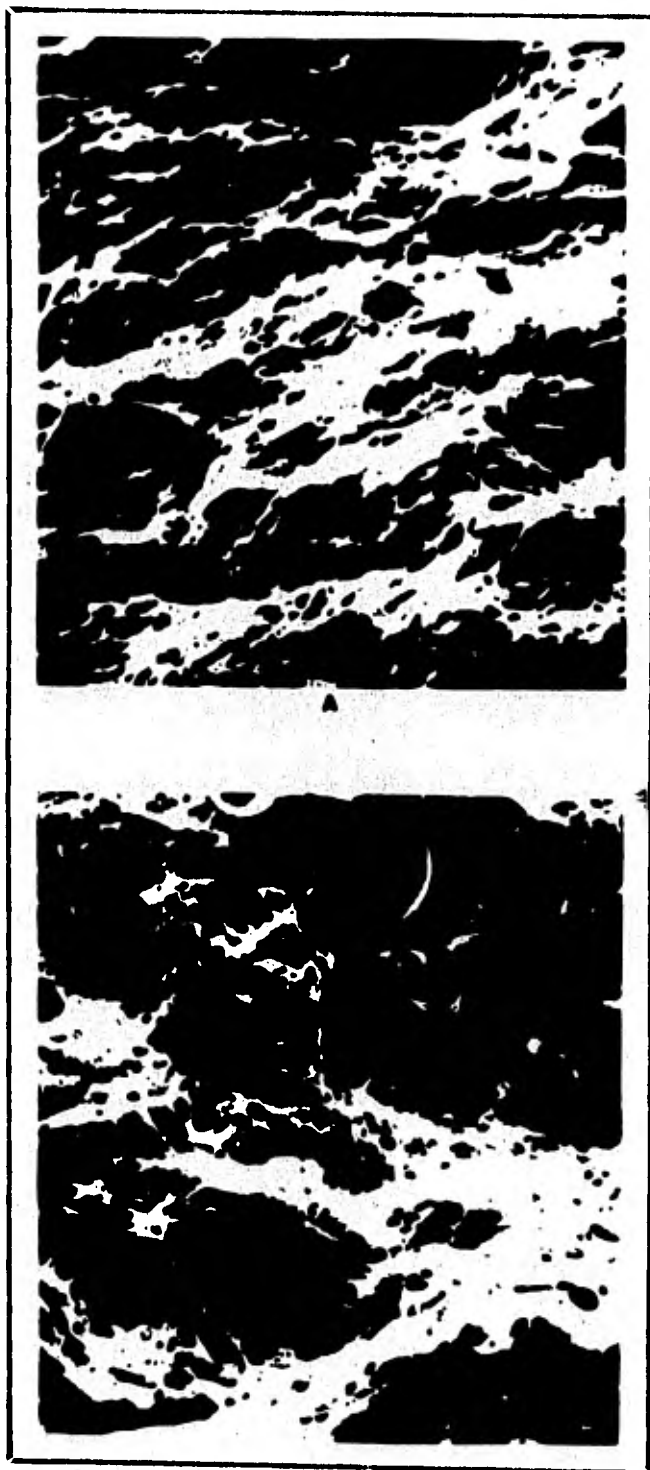
a.- **aumento de su temperatura.** La remoción de agua debe ser lenta para evitar la formación de vapor.

b.- **Sinterizado.** Este proceso comprende el escurrimiento y la formación de puentes vítreos entre partículas no fundidas. Además de la temperatura los factores que aumentan el progreso del sinterizado son:

- 1.- **Baja viscosidad del vidrio.** Las porcelanas de baja fusión contienen vidrios que fluyen a temperaturas más bajas.
- 2.- **Tamaños de partículas pequeños y dispersos.** Un rango de tamaños de partículas reduce la cantidad de espacios vacíos y aumenta el contacto entre ellas. Las partículas más pequeñas proveen mayor contacto superficial por unidad de volumen.
- 3.- **Tensión superficial.** Una alta tensión superficial en el vidrio aumenta la fuerza de atracción para el sinterizado.
- 4.- **Presión de aire.** La densidad de una porcelana aumenta cuando se realiza el proceso de sinterizado con baja presión. La presión del horno se reduce hasta aproximadamente hasta 50 mm de mercurio, eliminando gran parte del aire atrapado en las cavidades que quedan entre las partículas. Las fórmulas de las porcelanas para cocción al vacío están pigmentadas en forma distinta que las porcelanas para cocción a la atmósfera. Deben emplearse óxidos metálicos colorantes que no se descompongan con la baja presión, y es necesario ajustar la tonalidad y la opacidad, ya que una porcelana más densa parece ser más traslúcida y de color más obscuro.

A. Fractura superficial de una porcelana gingival horneada bajo vacío.

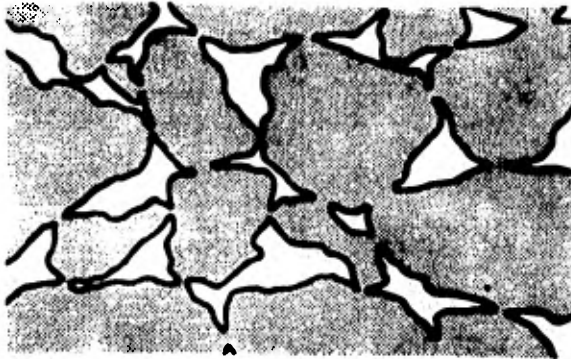
B. Fractura superficial de una porcelana gingival horneada bajo presión atmosférica normal.





## C) Estados de cocción

1.- **Biscochado.** Este es un estado inicial de sinterizado, en el que se ha producido un sinterizado suficiente como para desarrollar cierta cohesión, (vease la siguiente figura)



El estado de biscochado del sinterizado vítreo comprende el flujo del vidrio para que se formen puentes entre las partículas.

El biscochado a alta temperatura comprende el escurrimiento de una porción adicional de la parte vítrea.

2.- **Glaseado.** Este proceso comprende el flujo de vidrio a la superficie de la cerámica. El vidrio puede ser producido por escurrimiento desde la cerámica en el biscochado final o por el apregado de un vidrio de baja fusión (Glaseador a la superficie).

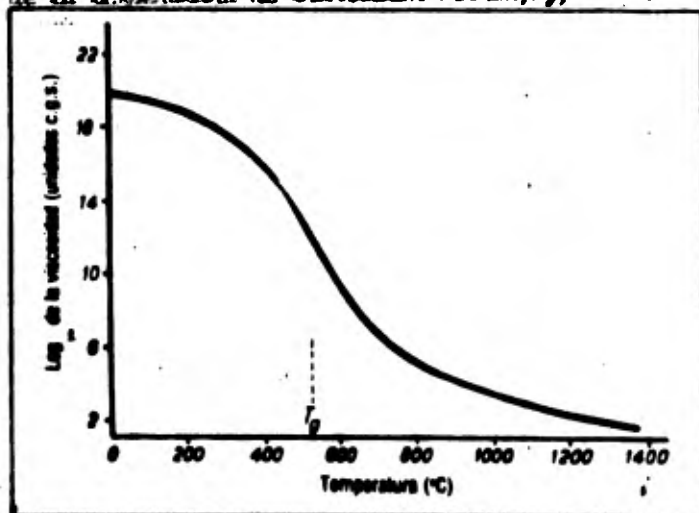
D.- **Contracción.** La contracción de la porcelana después del biscochado se debe a la pérdida de agua durante el secado y al aumento de la densidad por el sinterizado. La contracción es de aproximadamente un 30%, para honrear los dientes artificiales se emplean modelos sobredimensionados para compensar esta contracción. Al honrear coronas el tamaño inicial se aumenta, y se aplica más porcelana en los biscochados siguientes.

E) **Pigmentado.** Pueden aplicarse óxidos metálicos coloreados en forma de pigmentos para simular el aspecto de los dientes naturales antes de proceder al glaseado final. El glaseado los cubre con una película de vidrio para su protección.

### Propiedades.

1.- **Fusión.** Las porcelanas fluyen debido a la disminución de la fase vítrea con el aumento de la temperatura. Los vidrios no tienen un punto de fusión definido sino que fluyen gradualmente por encima de la temperatura de transición vítrea,  $T_g$ , como se ilustra en la siguiente figura.

La viscosidad (rigidez) aumenta rápidamente por debajo de la temperatura de transición vítrea, por eso es que el vidrio es rígido.



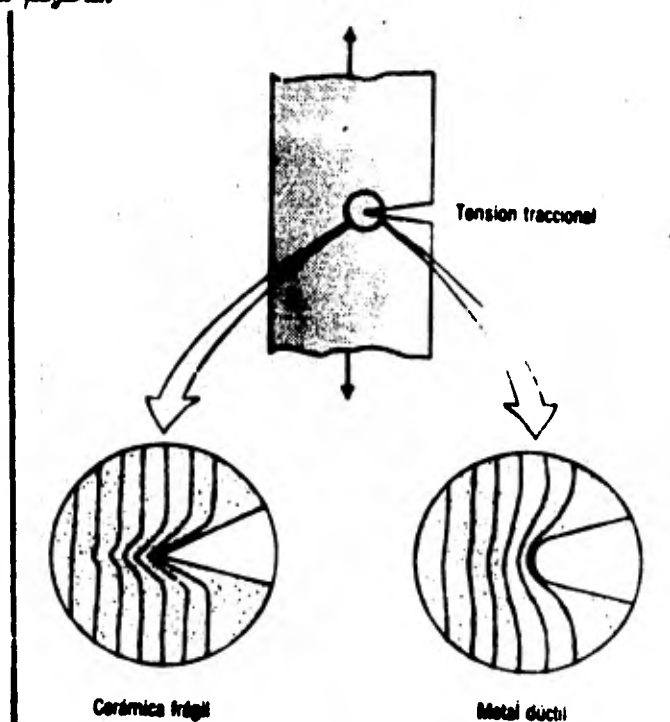
2.- Resistencia. Las porcelanas son frágiles, con el alargamiento total de - - menos del 0,1 por 100. Son mucho más débiles a la tracción, o a la carga transversa que a la compresión. Como se muestra en la siguiente figura.

Resistencia de las porcelanas dentales.

Tipo	Transversal		Compresiva		Traccional diametral		Corte	
	psi	MN/m <sup>2</sup>	psi	MN/m <sup>2</sup>	psi	MN/m <sup>2</sup>	psi	MN/m <sup>2</sup>
Esmalte de porcelana	13.000	90	50.000	345	5.000	36	16.000	111
Núcleo aluminoso	20.000	138	—	—	—	—	21.000	147

A) Teoría de las rajaduras de Griffith. Los vidrios y otros materiales frágiles se fracturan por la propagación de rajaduras internas o externas. Las concentraciones de tensiones se mantienen altas alrededor de las rajaduras en la cerámica, ya que carecen de la ductibilidad que tienen los metales para estirarse y reducir los ángulos agudos. Como se ilustra en la siguiente figura.

Concentración de tensiones en torno de rajaduras que son aliviadas con la deformación en los metales dúctiles pero no en las cerámicas frágiles.

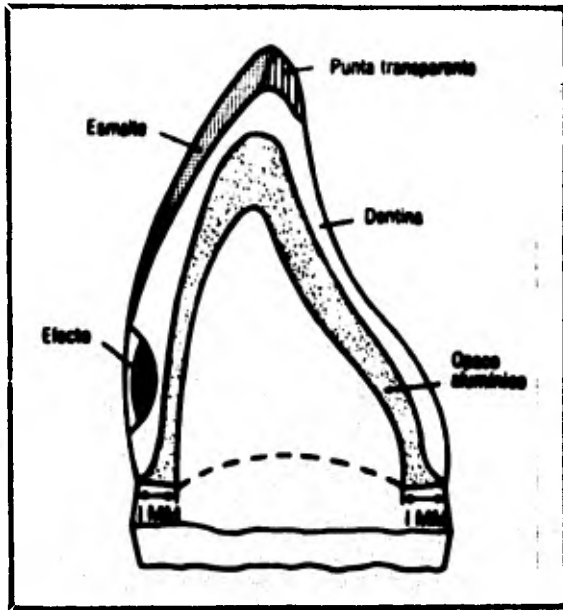


Las tensiones traccionales o flexurales extienden las rajaduras, mientras que las compresivas no lo hacen.

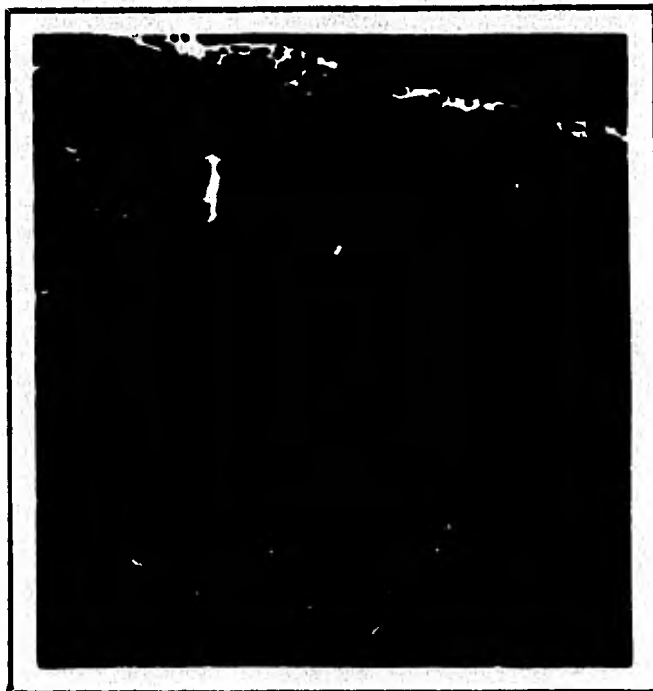
Las partículas de alúmina inhiben la propagación de las rajaduras y por lo tanto aumentan la resistencia. Las porcelanas aluminosas contienen hasta un 50% de alúmina.

No obstante, se ha hallado que el material del núcleo aluminoso forma rajaduras durante el procesamiento, como se muestra en las siguientes figuras.

Esto reducirá la resistencia y podrá llevar a un fracaso clínico.



*Corte macroscópico de una corona de porcelana aluminica. Las partículas de alúmina en el núcleo inhiben la propagación de las rajaduras*



*Rajaduras formadas durante el horneado del material del núcleo aluminoso.*

b) *Tensiones residuales.* Las tensiones residuales aparecen en los vidrios a causa de un enfriamiento desparejo de las cargas internas y externas o a través de la unión de materiales distintos. Las tensiones residuales compresivas en la capa más externa inhiben la propagación de las rajaduras y aumentan las resistencias. Los vidrios que se enfrían rápidamente desde altas temperaturas presentan tensiones compresivas residuales en las capas externas. Los coeficientes de expansión térmica de la arcelana y de los metales que se van a unir deben igualarse con el objeto de minimizar tensiones residuales en la interfase. Las porcelanas para ser utilizadas con aleaciones de oro tienen coeficientes de aproximadamente 13.5 por diez a la menos sexta potencia sobre grado centígrado.

### 3.- Propiedades interfásicas.

a.- *Tensión superficial.* Aproximadamente 365 dina/cm para porcelana fundida.

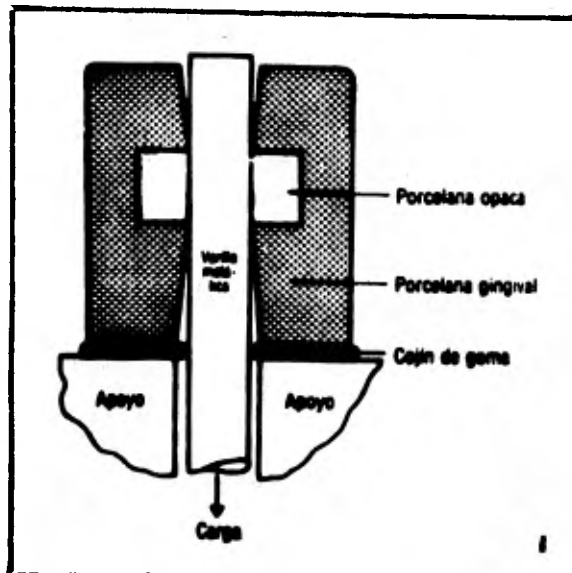
b.- *Mojado por la porcelana.* Se han encontrado ángulos de contacto más bajos (mejor mojado) sobre aleaciones que están oxidadas. Un buen mojado promueve la adhesión. Como lo podemos observar en la siguiente figura.

*Ángulos de contacto de la porcelana cerámico en varios materiales a 1035 grados centígrados.*

Material	Ángulo de contacto (°)
Cerámico, aleación N° 1	32
Oro	50
Platino	30
Paladio	37
Grafito	141

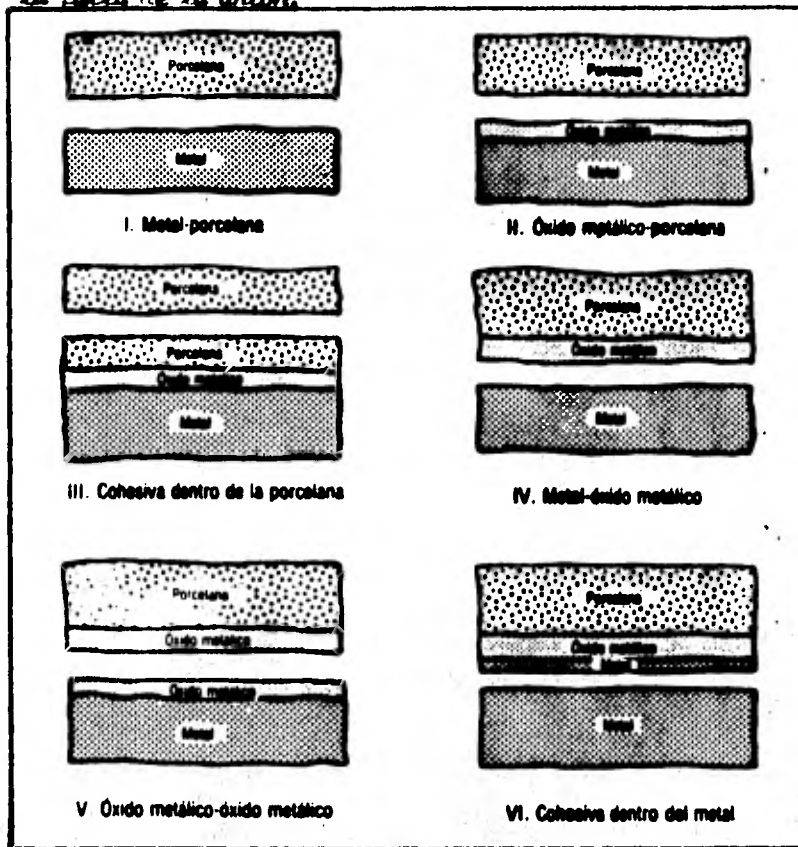
### 4.- Unión de metales.

La teoría de la meseta cohesiva es el enfoque más generalizado, dado que no depende de ninguna fuente específica de adhesión. Se basa en el hecho de que las fallas de adhesión son casi siempre cohesivas, y que las fallas adhesivas se observan sólo con metales nobles puros. Las fallas tienen lugar ya sea en el interior del adhesivo, o en uno de los adherentes o en una capa de la unión más delgada tal como un óxido. Se necesita un estudio de la separación interfásica que se produce después de la fractura para identificar la capa más delgada, como podemos ver en la siguiente figura, la prueba de unión al corte.



*Sección transversal de un ensayo de unión al corte transversal. Una unión adecuada trae como resultado el corte de la porcelana en la interfase y los valores oscilan entre: 111 MPa y 147 MPa*

En la siguiente figura se muestra una clasificación de las interfases formadas durante la falla de la unión.



Clasificación de las fallas de porcelana de esmalte de acuerdo con las interfases que se forman.

El tipo III representa una falla cohesiva indicativa de una unión adecuada.

La falla del tipo I que se muestra en la siguiente figura fue el resultado de un agente de recubrimiento de oro 24 Kilates sobre la superficie de la aleación. Tal recubrimiento bloquea la formación de la capa, con vestigios de óxidos metálicos, necesaria para una unión fuerte.

Falla de tipo I en un esmalte de oro recubierto con oro puro.



La siguiente figura muestra una falla clínica, encontrada en una aleación de níquel-cromo, que se clasificó como del tipo V. Si la capa de óxido de las aleaciones de níquel se hace demasiado gruesa, se forma una capa de unión débil.



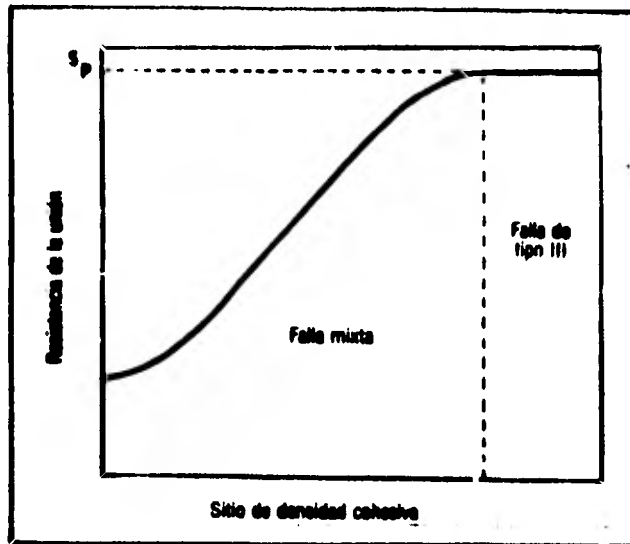
Ejemplo de una falla de tipo V. Con fracturas a través de óxido de una aleación de níquel-cromo.

La siguiente figura muestra la superficie de una aleación de níquel con sitios de fijación cohesiva microscópica, en donde la unión fue más resistente que la porcelana.

Sitios de unión cohesiva microscópica en la interfase de la fractura entre la aleación de níquel y la porcelana. Es una falla mixta.



La relación entre estos sitios, o sea entre la densidad de estos sitios y la resistencia de unión se dan en la siguiente figura.



Relación entre la densidad de los sitios de unión cohesiva y la resistencia de la unión observada.

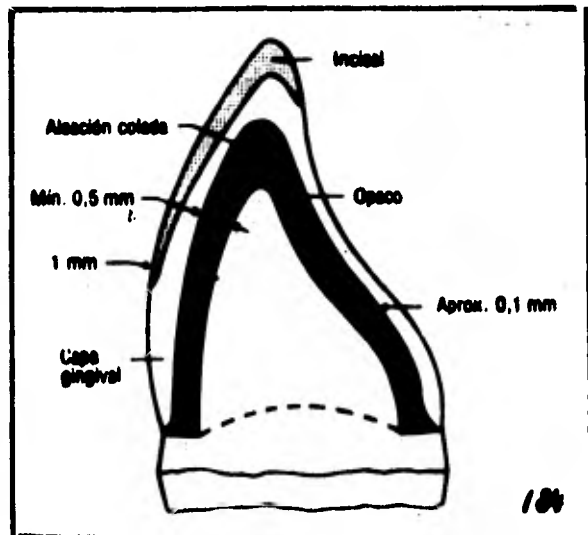
Cuando la densidad es baja, se observan tipos mixtos de fallas de unión. No obstante, cuando se alcanza la meseta cohesiva, la resistencia de la unión es igual que la de porcelana,  $S_p$  y se observa la falla del tipo III. Dato que la resistencia de la unión a la tracción según se ha hallado es del orden de los 35  $\text{N/m}^2$  cuadrados, con aleaciones de oro a adecuadamente unidas, y la resistencia traccional de la porcelana según se ha determinado también es de un valor semejante, una mayor resistencia en la unión carece de significado práctico. Por supuesto, las pruebas de la unión al corte indican valores de 111 a 147  $\text{NPa}$ , ya que éstos representan las resistencias al corte de las porcelanas.

5.- Propiedades ópticas. El aspecto de una restauración de porcelana comprende un interjuego complejo de fenómenos ópticos. Las coronas y los puentes ceramo-metálicos (como se muestra en la siguiente figura) muestra metal ya sea sobre las caras linguales solamente, o no lo hacen si el recubrimiento es total.

Puente ceramo-metálico en el que el metal se ve sólo en las caras linguales.



Corte transversal de una ceramo-metálica con recubrimiento total.



## Efectos Biológicos.

La porcelana dental es sumamente inerte, y no se ha informado sobre reacciones tisulares adversas. No obstante, las coronas de porcelana, que son demasiado voluminosas - producen una tensión mecánica sobre las encías, que las rodean y pueden producirse cambios clínicos en los tejidos.

Las porcelanas se clasifican de acuerdo con su temperatura de fusión:

Alta fusión	1238 - 1371	entre los centígrados.
Media fusión.	1093 - 1260	" "
Baja fusión.	571 - 1066	" "

Las porcelanas ampliamente utilizadas para coronas y puentes son las ceramco, las Bio-bond y Vita.

1.- Ceramco. (Ceramco Corporation, Long Island City, New York 11101).

2.- Bio-Bond. (Dentsply International, York, Pennsylvania 17404).

3.- Vita. (Unitak Corporation, Monrovia, California 91016).

Son porcelanas que funden a 980 grados centígrados y se las emplea para recubrir aleaciones metálicas preciosas y no preciosas. El avío contiene polvo para cada una de las porciones de una corona: Opaco, Incisal y Gingival. También se dispone de avíos de pigmentos para agregar colores sutiles a la superficie.

4.- Tritubo-Bioform. (Dentsply International, York, Pennsylvania 17404). Es una porcelana que tiene un punto de fusión de 1150 grados centígrados y se emplea para coronas fundas de porcelana.

5.- La Vitador - S. (Unitak Corporation, Monrovia, California 91016). Es una porcelana aluminica para la confección de coronas fundas de porcelana. El material del núcleo contiene partículas de alúmina para aumentar la resistencia.

## RESUMEN:

Como es costumbre me he permitido el mencionar algunos términos nuevos:

Entendemos por bizcochado el primer horneado de una porcelana.

Feldspato es un material cristalino de fórmula general  $X_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$ , en la que (X) puede ser sodio o potasio.

Frita: Vidrio pulverizado.

Glaseado: La capa brillante de vidrio superficial producida en una porcelana por el horneado. El vidrio puede venir del interior de la porcelana o agregarse a la superficie antes del horneado final.

Opacificadores: Óxidos blancos agregados para disminuir la transparencia de la porcelana. Generalmente óxido de estaño o dióxido de titanio.

Porcelana: Vidrio blanco que contiene cerámica con superficie glaseada.

Porcelana aluminica: Porcelana que contiene alúmina ( $Al_2O_3$ ) como opacificador y reforzador.

Resistencia de la meseta cohesiva: La resistencia aparente de la unión entre porcelana y aleación que es igual a la resistencia de la porcelana, alcanzada cuando la unión es más fuerte que la porcelana.

Temperatura de transición vítrea: Temperatura por debajo de la cual un vidrio se vuelve cada vez más rígido.

Tensiones residuales: Tensiones congeladas en un material que son independientes de la fuerza que se le aplique.

Teoría de las rajaduras de Griffith: Los vidrios y otros materiales frágiles fallan por la propagación de diminutas grietas o defectos cuando se encuentran bajo tensión.

Vitreo: De propiedades semejantes al vidrio.



Podemos decir que la diferencia entre la cerámica vítrea y la cerámica cristalina, es que la cerámica cristalina tiene una disposición atómica respectiva ordenada. Las cerámicas vítreas tienen una estructura amorfa sin el patrón ordenado de un cristal.

Los iones que forman vidrios por su incorporación a los sistemas de silicatos son los iones alcalinos es decir (Na, K, Li). Interrumpen la estructura del silicato para formar vidrios.

La naturaleza de los agentes colorantes empleados en porcelanas dentales es que se agregan óxidos metálicos para dar color a las porcelanas dentales.

Podemos decir, también, que una fritta se realiza de la siguiente manera: Es un vidrio pulverizado y se hace fundiendo juntos los constituyentes en un horno y luego enfriándolos bruscamente.

También podemos decir, que la diferencia entre el sinterizado y fusión completa es que: El sinterizado comprende el aumento de la densidad de una masa pulverizada por uniones en los puntos de contacto mas que por la fusión de las partículas.

Los factores que juegan la tensión superficial y la viscosidad en el sinterizado, es que, la fuerza que produce el sinterizado es la reducción del área superficial a causa de la tensión superficial. Por lo tanto un tamaño de partícula pequeño y una alta tensión superficial en el vidrio promueven un rápido sinterizado.

Las porcelanas deben hornearse bajo vacío, porque así se puede reducir la porosidad creada por el atrapamiento de burbujas de aire atrapado.

No se produce glaseado durante el biscochado, porque la porcelana no se calienta lo suficiente como para producir el glaseado hasta el horneado final, con el objeto final de reducir la contracción. El glaseado excesivo también produce un redondeamiento de los bordes hasta en un 30%.

¿Cuanta contracción se produce durante el horneado de la porcelana? Como ya dijimos se produce una contracción de hasta un 30%. Definiendo la temperatura de transición vítrea podemos decir que es la temperatura por debajo de la cual el vidrio se vuelve muy rígido o solidifica rápidamente. Se dice que los vidrios son considerablemente más débiles bajo tensiones traccionales que bajo tensiones compresivas, porque los vidrios y otros sólidos frágiles fallan por propagación de rajaduras. Las tensiones traccionales hacen que se diseminen las rajaduras mientras que las compresivas no.

¿Como se consideran las tensiones residuales en las cerámicas: ? Beneficiosas o perjudiciales? Las tensiones residuales compresivas en la superficie de una cerámica inhiben la propagación de las fisuras superficiales y aumentan la resistencia. Las tensiones traccionales en la superficie disminuyen la resistencia. Por lo tanto, la ubicación y dirección de las tensiones residuales determinan su efecto sobre las propiedades.

¿Como se compara la resistencia de la unión de las porcelanas a las aleaciones con la resistencia del vidrio feldespático solo? De acuerdo con la teoría de la reseta cohesiva, la máxima resistencia medible de la unión es igual a la resistencia cohesiva de la porcelana es decir 35 MN/m cuadrado a la tracción). El examen de las interfases formadas después de la fractura muestran principalmente una falla cohesiva a través de la porcelana si se formó una unión adecuada.

¿Qué efecto produce el agregado de elementos que forman óxidos al oro sobre el rojido y la unión de los esmaltes de porcelana? La naturaleza y el espesor de la capa de óxido formada sobre una aleación son críticas para la resistencia de la unión. La unión al oro puro produce sólo una unión relativamente débil. Los óxidos de estaño, indio, y hierro se adhieren fuertemente a la superficie de una aleación de oro, reducen el ángulo de contacto y producen fracturas cohesivas en la porcelana.

## 15.- ESTRUCTURA DE METALES Y ALEACIONES.

### A. Cristalización.

Los metales forman cristales denominados granos durante su solidificación.

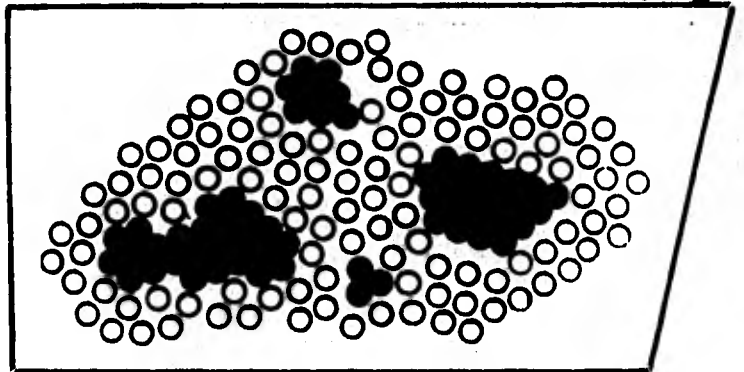
1.- Punto de fusión. Es la temperatura a la que los elementos se funden al calentarlos o solidifican al enfriarlos por ejemplo., 1083 grados centígrados para el Cu, 1063 grados centígrados para el Au).

2.- Rango de fusión. Las aleaciones (combinaciones de metales) solidifican en un rango de temperaturas.

a) Límite inferior del rango de fusión. La temperatura a la que comienza la fusión.

b) Límite superior del rango de fusión. Esta es la temperatura a la que la aleación está completamente líquida. Es necesaria una fusión completa para colar y soldar. Para colar se necesitan unos 50 grados centígrados en exceso o más.

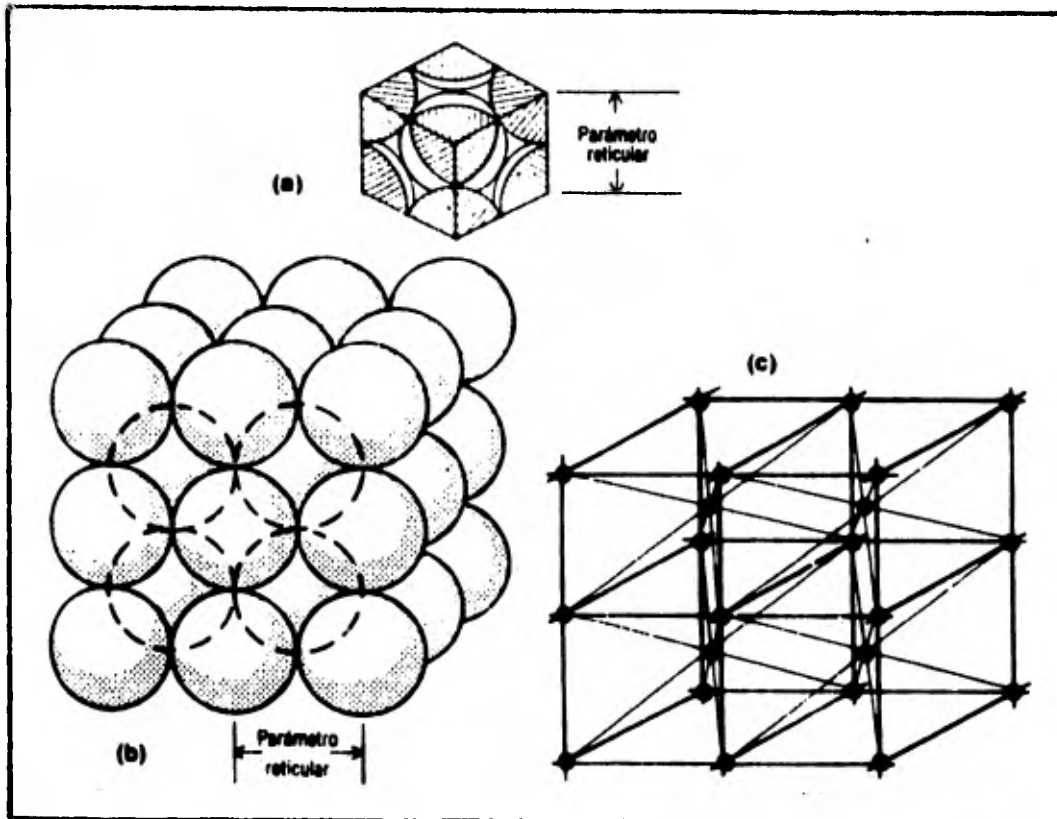
3.- Nucleación. Es la formación de núcleos, es decir agrupamientos de átomos, en torno a los cuales crecen los granos. Los átomos del líquido se agregan al núcleo en un patrón ordenado para formar la estructura cristalina de un grano. (como lo muestra la siguiente figura).



Esquema que muestra la formación de núcleos cristalinos en un metal líquido. Las pequeñas circunferencias en blanco son átomos en estado líquido. Los negros son átomos en estado sólido.

La distribución atómica eficiente de los cristales trae como resultado una reducción del volumen durante su solidificación. Si no se dispone de un reservorio de metal líquido se producen porosidades por contracción (es decir cavidades internas)

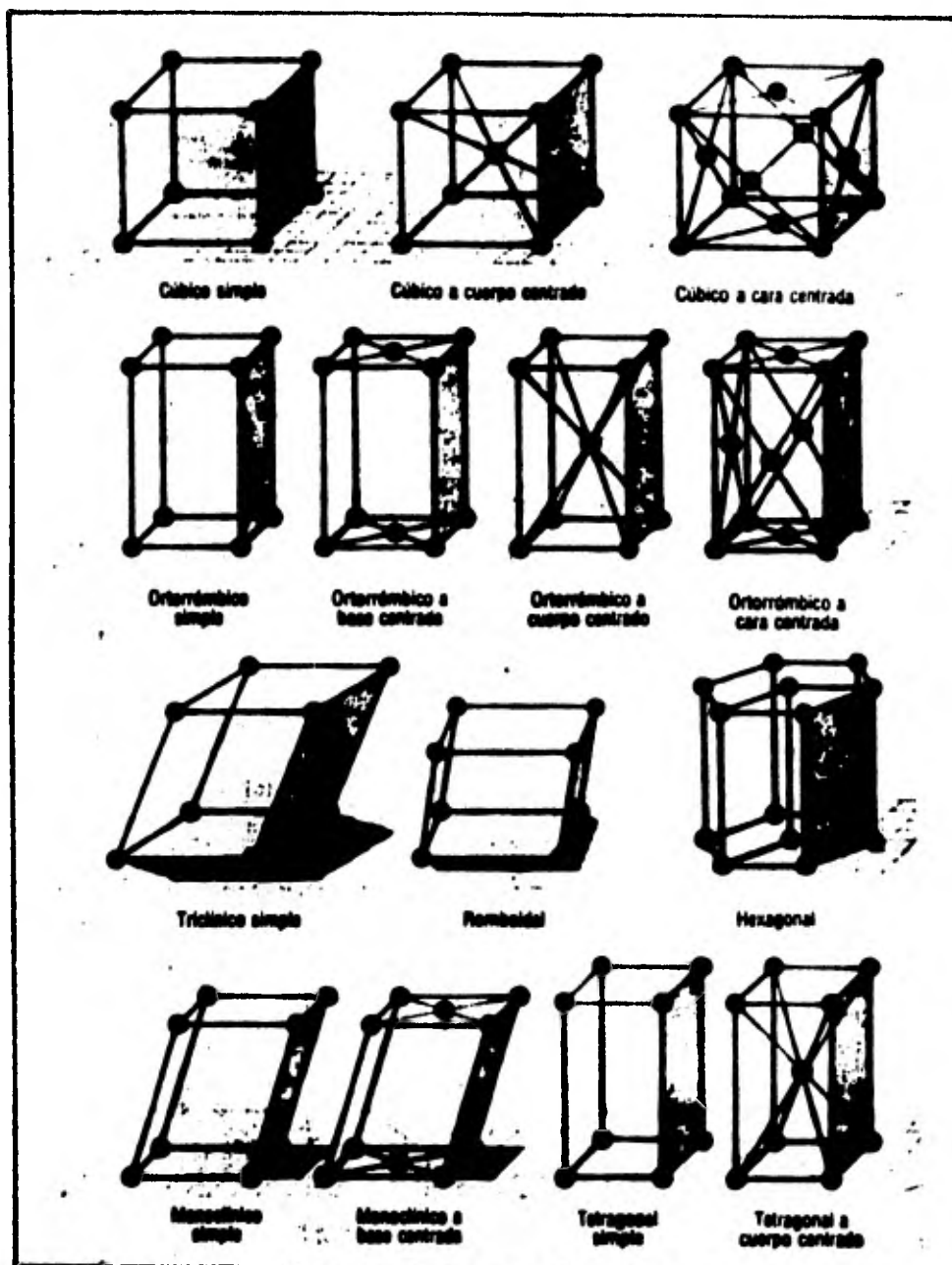
4.- Agrupamiento atómico. Una celda unitaria define el agrupamiento particular de los átomos para cada sólido cristalino y representa las relaciones geométricas y las distancias entre los átomos. (Como se muestra en la siguiente figura) La composición atómica y la densidad de la celda unitaria son las mismas que las de la masa del sólido. La celda unitaria se emplea para caracterizar y diferenciar los sólidos cristalinos, y muchas propiedades de los materiales con ellas relaciona las. Por ejemplo., la cantidad de ductilidad presentada por un metal puede explicarse por su celda unitaria



a) La celda unitaria cúbica a cuerpo centrado es típica del reticulado espacial del hierro puro a temperatura ambiente. El parámetro reticular para el hierro es de  $2.87 \text{ \AA}$ . b) Se representa una parte de un reticulado cristalino cúbico a cuerpo centrado; podría extenderse en todas las direcciones. En este "modelo de esferas sólidas" se visualizan los átomos como esferas rígidas de radio definido en contacto. c) El reticulado espacial cúbico a cuerpo centrado puede visualizarse como un "esqueleto puntual" del reticulado cristalino cúbico a cuerpo centrado.

a) Átomos por celda unitaria. Las celdas unitarias adyacentes comparten átomos en las zonas en que están en contacto en los lados y los ángulos. Las celdas unitarias cúbicas de cuerpo centrado comparten cada átomo del ángulo con 7 celdas adyacentes (véase figura anterior en su parte a) Hay 8 ángulos por cada celda. Así el total de la fracción de todos los átomos de los vértices que pertenecen a la celda unitaria es un átomo.  
 $\frac{1}{8} \times 8 \text{ vértices} = 1 \text{ átomo}$

Un átomo para los ángulos más el átomo del cuerpo centrado da un total de dos átomos en una celda unitaria cúbica de cuerpo centrado. Se emplea un análisis similar para otras celdas unitarias en la técnica para calcular la densidad.



*Las unidades de las 14 retículas cristalinas anteriores están dispuestas de manera que cada una de ellas esté en su forma idéntica.*

b) *Reticulado cristalino.* La disposición periódica de los átomos en el espacio puede considerarse como el resultado de ordenar celdas unitarias juntas. La distancia entre los ángulos de una celda unitaria para los metales o las aleaciones oscila entre 2 a 10 angstroms y se denomina parámetro reticular. (véase figura anterior en su sección b).

c) *Reticulados espaciales.* Matemáticamente, hay 14 distribuciones distintas de puntos en el espacio. Cada punto de una distribución tiene una disposición similar de puntos que la rodean. (véase figura anterior en su parte c).

En la siguiente figura se ilustran los puntos básicos de las celdas unitarias de todas las distribuciones. El reticulado se denomina según el tipo de celda unitaria.

d) *Relación entre cristal y reticulados espaciales.* El reticulado cristalino de un metal puro es similar a uno de los reticulados espaciales, excepto que cada punto es el sitio de un átomo. Los reticulados cristalinos complejos como por ejemplo la aleación para amalgama o el esmalte, tienen puntos del respectivo reticulado espacial reemplazados por grupos de átomos. Las celdas unitarias de cada material cristalino se pueden hacer corresponder con una de las 14 celdas unitarias del reticulado espacial. En el siguiente cuadro se dan algunos ejemplos.

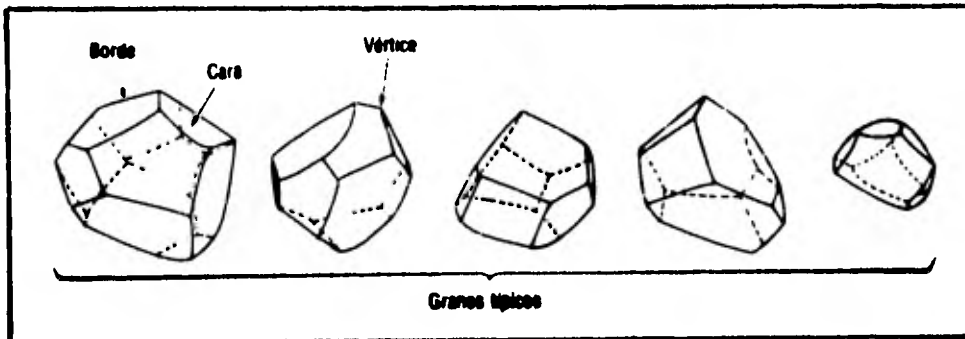
Material	Cristal y tipo de reticulado espacial
Yeso piedra ( $\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ )	Monocíclico
Oro puro	Cúbico a cara centrada
Aleación para amalgama (Ag-Sn)	Ortorrómico
Fase gama uno de la amalgama (Ag-Hg)	Cúbico a cuerpo centrado
Fase gama dos de la amalgama (Sn-Hg)	Hexagonal
Acero inoxidable austenítico	Cúbico a cara centrada
Esmalte ( $\text{Ca}$ , $(\text{OH})$ , $(\text{PO}_4)$ )	Hexagonal

Reticulados de materiales dentales.

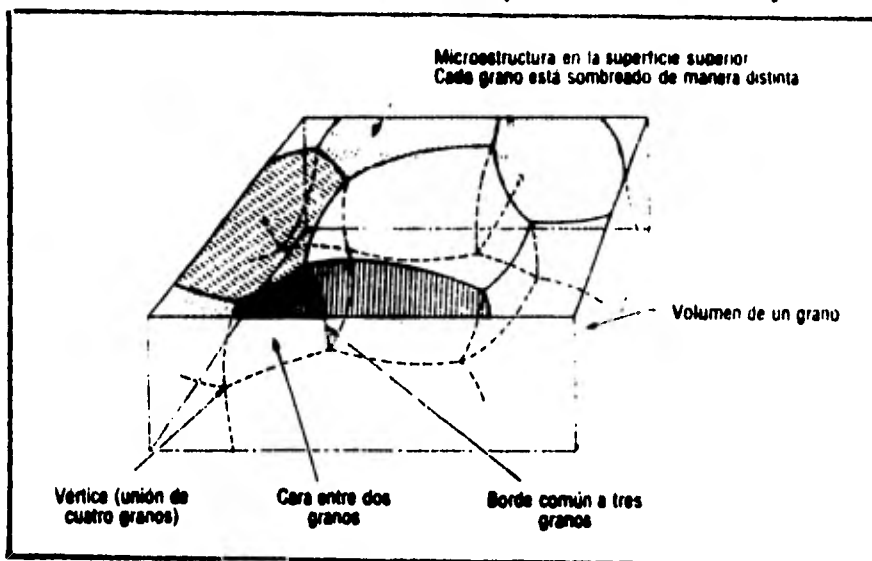
## B. Estructura Policristalina

Los granos poligonales y regulares o cristalitas se adentran entre sí como un rombo cabezas tridimensional para formar la masa metálica (véase figuras siguientes)

Polígonos irregulares denominados granos o cristalitas. Se llama tamaño de grano a una distancia promedio medida a través de las caras de los granos cristalinos. Puede ser de unos de 100 angstroms o de más de un cm, según el número de núcleos presentes durante la solidificación



La estructura granular de un metal se hace de manifiesto puliendo la superficie a espejo y grabándola ligeramente con ácido. Para estudiar la estructura granular de los metales empleando como los aparatos dentales se necesita el aumento de un microscópio óptico o electrónico de barrido por el pequeño tamaño de los granos.



Los granos crecen a partir de núcleos durante la solidificación. Los reticulados orientados al azar de distintos granos producen un límite granular de algunos átomos de espesor que rodea a cada grano. Una disposición atómica distorsionada en los límites granulares provee una transición entre las orientaciones de los granos. El tamaño de un grano puede oscilar entre menos de 1000 angstroms en sentido transversal hasta más de 1 cm. Los granos contienen grandes cantidades de celdas unitarias como si fueran ladrillos. Los metales dúctiles con pequeños granos tienen propiedades mecánicas más constantes.

### C. Sistemas de aleaciones.

Las mezclas atómicas de metales se clasifican de acuerdo con la cantidad de elementos constitutivos. Una aleación para amalgama de sólo plata y estaño es un sistema binario, y así sucesivamente. Los sistemas binarios bastan para explicar los conceptos de los sistemas de aleaciones.

Puede crearse un rango continuo de composiciones de aleación fundiendo juntas cantidades variables de los constituyentes. Durante la cristalización los átomos se disponen en el reticulado de acuerdo a la menor energía. La energía de un reticulado cambia con la composición y la temperatura; variando estos factores, pueden introducirse transiciones reticulares o de fase.

### D. Fase.

Una fase es un cuerpo homogéneo de materia que es físicamente distinto y mecánicamente distinguible. Para un material cristalino, es un cuerpo con un reticulado cristalino único. En una aleación multifásica, las fases son físicamente distintas, existiendo en forma de granos separados.

### E. Diagramas de fase binarios.

Estos son gráficos de las regiones de temperatura y composición en las que existen fases estables. (como se muestra en la siguiente figura).

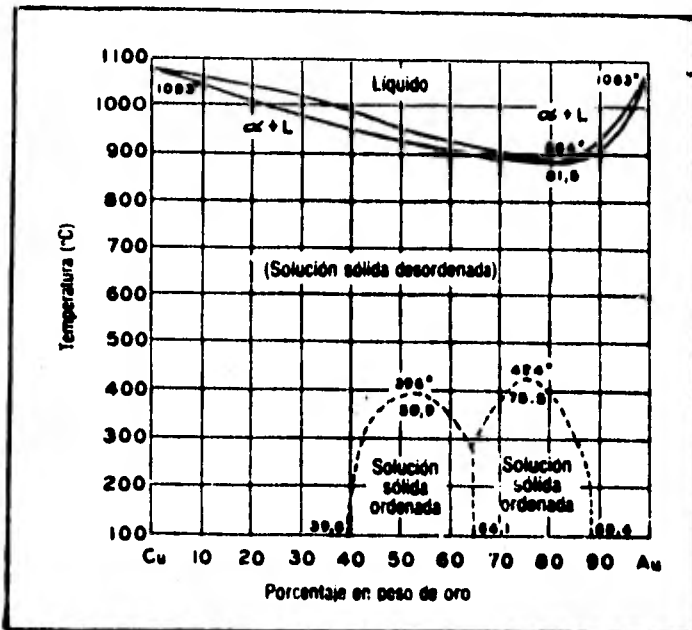


Diagrama de fase oro-cobre. La solución sólida desordenada (más blanda) y las soluciones sólidas ordenadas (más duras) se producen por tratamiento térmico.

Las regiones de la fase pueden dividirse en categorías de la manera siguiente:

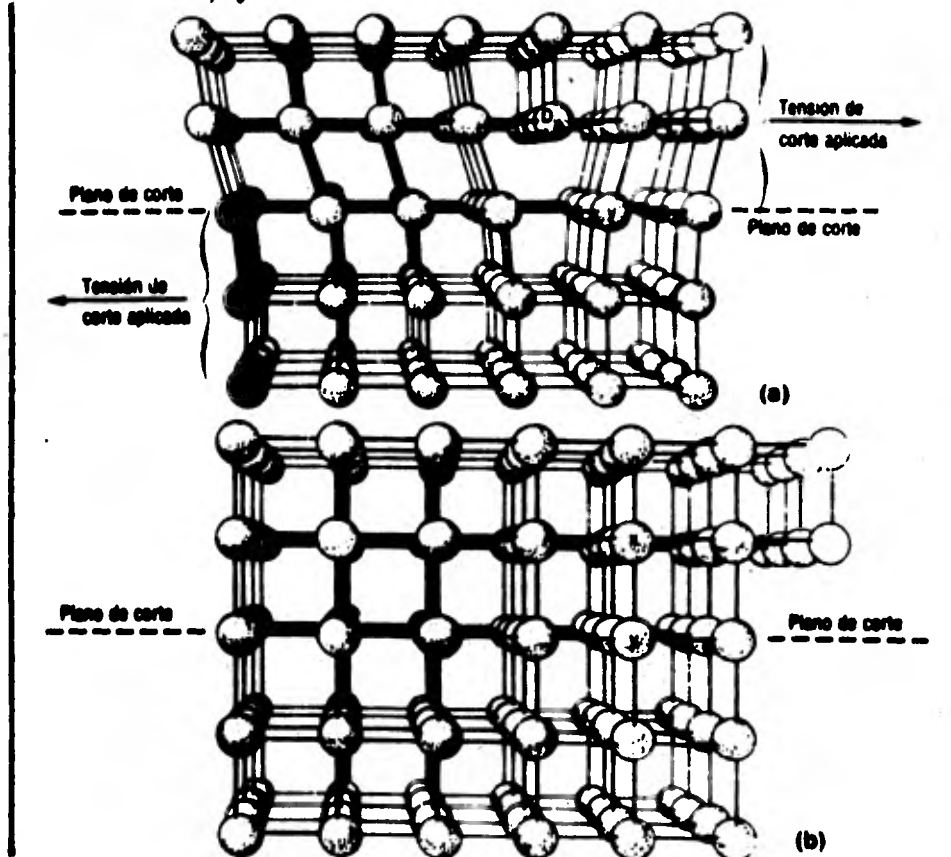
- 1.- Fase de solución sólida. Los átomos que están en la aleación se adaptan al reticulado metálico puro existente. La solución sólida se denomina completa si se produce para todas las composiciones, y parcial si no lo hace.
- 2.- Fase de compuesto intermetálico. Esta es una fase, generalmente de un rango de composición estrecho, que tiene prácticamente una relación de números enteros de elementos (por ejemplo., fig. 3 Sn) y un reticulado distinto de aquellos de sus elementos constituyentes. A menudo es frágil.
- 3.- Fase líquida. Tiene una estructura amorfa distribuida al azar.
- 4.- Región de dos fases. Es un área de la composición y la temperatura en la que coexisten dos fases. La región de dos fases está ubicada entre las regiones de fase única de las que está compuesta.
- 5.- Punto eutéctico. A una determinada temperatura y composición de un diagrama de fase binario coexisten tres fases. Este punto representa la disociación del líquido en dos fases sólidas durante el enfriamiento.

### F. Deformación de los reticulados espaciales.

Una fuerza aplicada dentro del rango de tensión elástica desplazará ligeramente los átomos de sus posiciones en el reticulado. Los átomos retornan elásticamente a sus posiciones después del retiro de la tensión. Con el objeto de deformar un metal de modo permanente (por ejemplo., doblar un alambre para ortodoncia) algunos átomos deben ser desplazados permanentemente a nuevos sitios del reticulado. Para los metales dúctiles, los átomos se desplazan a nuevos sitios cuando se supera la tensión de fluencia.

1.- Mecanismos para la deformación. Los átomos son desplazados por un movimiento de dislocamiento (como se muestra en la siguiente figura)

- a) Se representa la distorsión (tensión) en torno de una dislocación de un reticulado cristalino cúbico simple. El tamaño de los átomos ha sido reducido de manera que pueda observarse la perspectiva. La fila de átomos de la dislocación se marca con una D.
- b) El reticulado cristalino aparecería después de haberse superado la tensión de fluencia y cuando la dislocación se ha movido a través del reticulado. El sólido ha sido deformado a esta nueva configuración.



Una dislocación es una fila de átomos de un plano de un cristal que son desplazados en los sitios del reticulado normal. El movimiento de la dislocación a lo largo de los planos del reticulado desplaza una fila de átomos después de otra a otros sitios del reticulado. El efecto es que los planos se deslizan entre sí como si fueran naipes.

2.- Endurecimiento del reticulado cristalino. Cualquier proceso que interfiera con el movimiento de dislocamiento elevará la tensión de fluencia, aumentará la resistencia a la indentación y a menudo disminuirá la ductilidad. Los procesos utilizados en odontología son los siguientes.

- a) Trabajo en frío. Es la deformación a temperatura ambiente por doblado, estiramiento o martillado que producen muchos dislocamientos. Los dislocamientos se traban y son difíciles de mover. El trabajo en frío se produce en alambres para ortodoncia trafileados, la compactación del oro en la orofonación, el doblado de retenedores de prótesis parciales y el pulido de la capa superficial de los metales.



b) *Precipitación de una segunda fase.* Calentando fases de una solución sólida metaestable se producen agrupamientos de átomos firmemente pulverizados o distorsiones en torno a ellos en un reticulado. Los agrupamientos o distorsiones interfieren con el movimiento de dislocamiento para endurecer las aleaciones para coronas y puentes.

c) *Disminución en el tamaño del grano.* El movimiento de dislocamiento es impedido por los límites granulares. Los metales con granos más pequeños tienen una mayor tensión de fluencia lo que resulta de más límites granulares.

d) *Elección del tipo de reticulado.* La alta ductilidad está limitada a los reticulados cúbicos a cuerpo centrado simple y cúbico a cara centrada. Estos tienen numerosos planos para el movimiento de dislocación. Los reticulados complejos son frágiles, ya que las distancias entre los sitios de los átomos son grandes y relativamente existen pocos planos de deslizamiento.

## G. Tratamiento térmico.

Esta expresión denota cualquier calentamiento y enfriamiento general de un metal. El tratamiento térmico se emplea específicamente para los siguientes propósitos.

1.- *Homogeneización de una aleación.* Es la eliminación de las variaciones en la composición resultantes de la separación de los constituyentes durante la colada de la aleación o la eliminación de las fases no deseadas.

2.- *Endurecimiento.* Es necesario cuando interesa el desgaste o la fluencia.

3.- *Recocido.* Es la remoción de las tensiones residuales por reordenamiento de las dislocaciones trabadas a una configuración estable. Los alambres de ortodoncia doblados son estabilizados contra la autodistorsión y proveen más fuerza para el movimiento de los dientes.

4.- *Ablantamiento.* Es la producción de una tensión de fluencia más baja y una mayor ductilidad. El calentamiento puede invertir cualquiera de los procesos de endurecimiento enumerados antes.

## H. Tratamiento térmico de los sistemas de aleaciones.

El fabricante provee el sistema específico para cada aleación.

1.- *Endurecimiento de aleaciones de oro.* Es un método para aumentar la resistencia de los puentes que reemplazan dos o más dientes y emplean como pilar una corona veneer parcial.

a) *Colar y enfriar.* Se estabiliza a temperatura ambiente la fase cúbica a cara centrada blanda, por un enfriamiento brusco.

b) *Colado enfriado sobre la mesa.* Si se deja enfriar lentamente el revestimiento durante varios minutos se produce un endurecimiento parcial.

c) *Tratamiento térmico en el horno.* Típicamente, es la homogeneización a 700 grados centígrados durante 10 minutos, seguida de un enfriamiento brusco y un nuevo calentamiento por debajo de los 350 grados centígrados (según la aleación) por 30 minutos. El recalentamiento endurece la aleación.

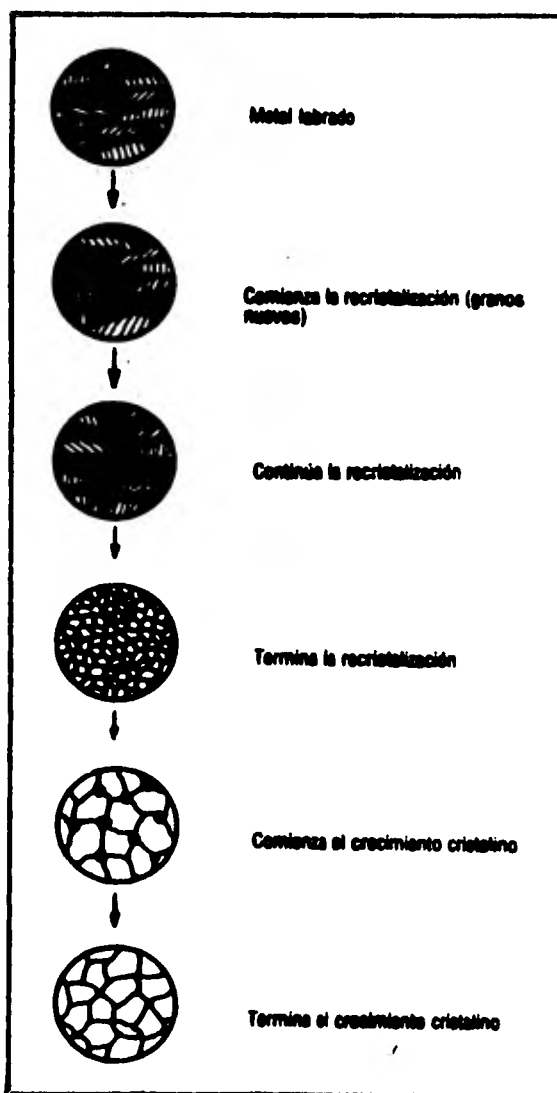
2.- *Acero al carbono.* Es una aleación de hierro que se puede endurecer y que contiene menos de un 2% de carbono usada para los instrumentos dentales. Tienen buenos bordes cortantes, pero la poca resistencia a la corrosión hace necesario un afilado frecuente. Para mantener la dureza, no calentar a la llama. Para los instrumentos que requieren esterilización se está empleando una aleación de acero inoxidable más blanda.

a) Entrecrecimiento. Se calienta a 950 grados centígrados hasta que se homogeneiza la fase cúbica de cara con rada de alta temperatura y se enfría rápidamente a temperatura ambiente para producir una fase tetragonal bccp metaestable.

b) Templado. Se recalienta la fase bccp para permitir la transición parcial a una estructura más dúctil. El proceso produce tenacidad de manera que los instrumentos tienen menos probabilidad de romperse. El borde cortante pulido se calienta hasta un color amarillo en un horno a 250 grados centígrados. El tallo se hace más tenaz calentándolo en un mechero bunsen hasta un color azul brillante.

3.- Reacciones entrecrecidas por el trabajo. Los metales tales como el aluminio para ortodoncia de acero inoxidable estirado no deben ser calentados durante períodos prolongados por encima de un tercio de su temperatura de fusión. Se producen cambios en la estructura granular denominados recristalización, y puede producirse crecimiento cristalino, como se muestra en la siguiente figura.

Vista microscópica de los estadios que un metal trabajado en frío como un alambre para ortodoncia, atraviesa cuando se lo somete a un prolongado calentamiento. Cuanto mayor es la temperatura y más intenso es el trabajo en frío, más rápidamente se produce la transición.



La recristalización es la formación de nuevos granos a partir de los granos existentes. Crecimiento granular es el agrandamiento de nuevos granos grandes a expensas de los más pequeños. Cuanto mayor es el trabajo en frío inicial y más alta la temperatura, más rápidamente disminuye la tensión de fluencia con este proceso.

### RESUMEN:

Como es costumbre, vamos a tratar de poner algunos aspectos un poco más claros en lo referente a este capítulo, para que podamos entender un poco más lo referente a este capítulo.

**Acero al carbono:** Aleación de carbono y hierro con menos de un 2% de carbono.

**Acero inoxidable austenítico:** Aleación de hierro, a menudo con níquel y cromo, en la que la fase cúbica a cara centrada que existe normalmente a altas temperaturas se encuentra a temperatura ambiente.

**Aleación binaria:** Aleación compuesta por dos elementos.

**Aleación eutéctica:** Aleación fácilmente fundida con respecto a sus elementos, que puede transformarse a una temperatura dada de líquido a dos fases.

**Aleación ternaria:** Aquella compuesta por tres elementos.

**Celda unitaria:** La mínima agrupación de átomos de un sólido cristalino homogéneo que da la relación geométrica, la composición y la distancia entre los átomos en el espacio.

**Composición eutéctica:** La composición de la aleación en la que se produce la transformación eutéctica.

**Compuesto intermetálico:** Fase de una aleación con una composición generalmente cercana a una relación atómica definida entre los elementos.

**Crecimiento granular:** Es el agrandamiento de granos por el calentamiento.

**Cristal:** Sólido con disposición periódica de los átomos en el espacio, generalmente con planos atómicos que forman facetas sobre la superficie.

**Cristalito:** Cristal con superficies de forma irregular en lugar de facetas.

**Cristalización:** Proceso de la formación de cristales y cristalitos.

**Deformación:** Proceso de cambio de forma de un cristal por la tensión aplicada.

**Diagrama de fase binario:** Gráfico, con temperatura y composición, como coordenadas, que muestra la región en la que existe cada fase estable.

**Dislocación:** Fila de átomos desplazada de sus posiciones normales en el reticulado.

**Dúctil:** Capaz de ser deformado permanentemente.

**Endurecimiento:** Proceso en el que se aumentan la tensión de fluencia y la resistencia a la indentación.

**Envejecimiento:** Tratamiento térmico a temperatura relativamente baja para eliminar las tensiones residuales.

**Fase:** Un cuerpo homogéneo de materia que es físicamente distinto y mecánicamente distinguible.

**Fase metaestable:** Fase que no es la de menor energía; a menudo se produce cuando los átomos no tienen tiempo para alcanzar una configuración reticular en equilibrio debido a un rápido enfriamiento.

**Frágil:** Que no presenta deformación permanente antes de la fractura (en el uso común se presenta muy poca deformación permanente antes de la fractura).

**Grano:** Otro nombre para cristalito.

**Homogeneización:** Proceso de desarrollar una composición uniforme.

**Homogéneo:** que tiene composición uniforme en toda su masa.

**Límite granular:** Es la intersección o la unión de granos adyacentes.

**Movimiento de dislocación:** Es el movimiento de una dislocación a través de un cristal bajo una fuerza aplicada.

**Núcleo:** Los embriones de los cristalitos formados a partir del líquido.

**Parámetros reticulares:** Las distancias entre los ángulos de la celda unitaria.

**Policristalito:** Compuesto por muchos cristalitos.

**Porosidad:** Cavidades en un sólido.

**Recristalización:** Es el proceso de formar nuevos cristalitas a partir de los originales, - por calentamiento.

**Resistencia líral:** La máxima resistencia que puede soportar un sólido sometiéndose en su - sección transversal original.

**Retículo cristalino:** La disposición periódica de los átomos en el espacio tridimensional.

**Retículo espacial:** Distribución de puntos en el espacio que satisface la condición de - que cada punto está rodeado por la misma disposición de puntos.

**Sistema de aleaciones:** Mezcla atómica de elementos metálicos.

**Solución sólida:** Fase de una aleación en la que uno de los elementos entra en el retículo de otro.

**Temperatura eutéctica:** Temperatura en la que se produce la transformación eutéctica.

**Tensión de fluencia:** Es la tensión a la que comienza el movimiento de dislocaciones y la - deformación permanente, y el escurremiento plástico.

**Tensión residual:** Las tensiones internas que quedan entre las partes de un sólido después que se retira la tensión aplicada.

**Trabajo en frío:** Deformación de un metal a temperaturas que son bajas con respecto a su - temperatura de fusión.

Podemos decir que la diferencia de temperatura de fusión de un metal puro, a la - de una aleación es que, los metales puros tienen una temperatura de fusión, mientras que las aleaciones tienen o presentan un rango de temperaturas. Las aleaciones de composición eutéctica son una excepción. Se funden y solidifican a una temperatura única.

Uno de los efectos que tiene la fusión incompleta en los colados dentales y las juntas soldadas, será que, si una aleación pura para colar está incompletamente fundida y se la calienta por encima de su rango de temperaturas de fusión, no fluirá hacia todas las zonas, - particularmente en las delgadas del molde de revestimiento hecho a partir de un patrón de cera. El resultado será un colado incompleto. En el caso de la soldadura, ésta no fluirá en forma adecuada y pueden quedar huecos en la junta soldada.

¿Cuál es la densidad entre una aleación fundida y un sólido cristalino? ¿Es la misma, mayor o menor? ¿Por qué? La densidad del metal fundido es menor que la del sólido cristalino, porque los átomos se aproximan más solidamente en el retículo cristalino de un sólido cristalino que en el estado líquido desordenado.

Podemos decir que un colado dental se puede dañar en el cambio de densidad de líquido a sólido, porque si no puede fluir más líquido fundido del botón de colada para contrarrestar la contracción de volumen del colado al tiempo que éste solidifica, se producirán porosidades.

Los átomos que están contenidos en una celda unitaria cúbica a cara centrada, es uno, porque cada átomo de un vértice es compartido por otras 8 celdas unitarias, de manera que  $1/8$  de átomo de cada vértice pertenece a la celda unitaria. Hay 8 átomos ubicados en vértices de manera que entre todos contribuyen en un átomo a la celda unitaria. Cada átomo de cara centrada es compartido entre dos celdas unitarias, de manera que la mitad de cada átomo de cara centrada pertenece a cada celda unitaria. Los seis átomos centrales juntos contribuyen con tres átomos a la celda unitaria. Por lo tanto la celda unitaria cúbica a cara centrada contiene cuatro átomos.

Podemos calcular la densidad de un metal cúbico a cara centrada conociendo la composición de la celda unitaria, el peso atómico de los átomos presentes, el tipo de celda unitaria y los parámetros reticulares para dicha celda. La densidad es igual a la masa sobre el volumen de la celda unitaria.

Densidad es igual

$\frac{\text{número de átomos} \times \text{peso atómico}}{\text{CO}}$

$\frac{\text{(parámetro reticular)}^3}{\text{elevado al cubo}}.$

Se indican más adelante los tipos de celdas unitarias para varios metales. ¿Cuáles de ellos son capaces de experimentar una gran cantidad de ductilidad?

Berilio-hexagonal  
 $ng3Sn$ -trorrómbico  
Cobre-cúbico a cara centrada  
Hierro cúbico a cuerpo centrado  
Oro cúbico a cara centrada.  
Cobre, hierro y oro.

Enumeraremos las distintas maneras en que puede aumentarse la tensión de fluencia de un metal o una aleación, las cuales pueden ser: Trabajo en frío, endurecimiento por tratamiento térmico, disminución de tamaño de grano.

Hay algunas diferencias en los procesos de endurecimiento de las aleaciones de acero al carbono y del oro, puesto que el acero al carbono se enfría rápidamente desde una alta temperatura para endurecerlo. Las aleaciones de oro se mantienen a una alta temperatura durante un tiempo para endurecerlas.

Podemos impedir el movimiento de dislocación de manera de elevar la tensión de fluencia por los siguientes métodos: a) aumenta el número de límites granulares (es decir granos más pequeños). b) aumenta el número de dislocaciones (es decir) trabajo en frío. c) El tratamiento térmico para crear cambios de fase en los reticularios que son más resistentes al movimiento de dislocación.

¿Es mejor tener cristalitas grandes o pequeños con el objeto de tener una alta tensión de fluencia y resistencia final? Los metales con granos pequeños tienen una mayor tensión de fluencia y deformación plástica más uniforme, lo que trae como resultado una mayor resistencia final.

¿Por qué debe realizarse el tratamiento térmico de un puente dental de oro después de soldarlo y comprobar la exactitud de su adaptación? La adaptación de un puente colado puede mejorarse bueñendo antes de endurecer. También, el calentamiento durante la soldadura puede disminuir el efecto del tratamiento térmico endurecedor. La temperatura de fusión de la soldadura debe ser lo suficientemente alta para que resista al tratamiento térmico endurecedor, y es necesario un lección de arena para evitar que el puente se doble.

¿Qué sucederá con la dureza de un instrumento cortante de acero al carbono si se lo calienta al rojo naranaja si se lo calienta durante un tiempo y se le permite enfriarse lentamente? La dureza disminuirá y el instrumento cortante no será capaz de mantener el borde afilado.

Los límites granulares de los cristalitas de la superficie de un metal pueden hacerse visibles haciendo hasta un acabado a "Espejo" con abrasivos finos y atacando la superficie con un ácido.

a) Si la resolución de un microscópio óptico es de 0.5  $\mu$ , ¿cuán pequeño será el grano cristalino que se pueda ver?

b) ¿Por qué el ácido graba los límites granulares más que el interior de los granos? ¿Por qué los granos diferentes son atacados a velocidades distintas?

a) El grano más pequeño visible sería igual a la resolución del microscópio, idealmente, 0.5  $\mu$ . b) Los átomos de los límites granulares no son tan estables químicamente debido a que no están dispuestos tan ordenadamente como los átomos internos del grano. Los distintos granos se atacan a distintas velocidades porque sus orientaciones presentan varios de átomos de distinta densidad atómica a la superficie milida. Si el metal tiene varias fases, las distintas composiciones de los granos responderán en forma diferente al grabado ácido.

Hay granos de sólidos cristalinos con distintas células unitarias pero con la misma composición. Los más comunes son nifrito y diamante, el hierro cúbico a cuerpo centrado y el hierro cúbico a cara centrada, y varias formas de cuarzo. Estos sólidos se denominan alótropos. ¿Cabría esperar que las diferentes formas de hierro tuvieran las mismas propiedades físicas y mecánicas, tales como la expansión térmica y la tensión de fluencia.

¿Por qué? Las propiedades mecánicas y térmicas de los alótropos de hierro u otros sólidos se espera que difieran porque esas propiedades dependen de la disposición atómica de los átomos.

¿Cuál es la temperatura eutéctica y la composición del sistema Ag-Cu?  
La temperatura del eutéctico Ag-Cu es de 779 grados centígrados.

¿A qué temperatura comienza y termina la solidificación para una aleación que contenga un 40% en peso de Cobre y un 60% en peso de plata? Está completamente solidificada (es decir temperatura de solidus) a 779 grados centígrados, comienza a solidificarse (es decir temperatura de líquidus) a 883 grados centígrados.

La composición de una aleación puede ser especificada por los porcentajes en peso o por los porcentajes atómicos de sus elementos. Para la aleación Ag<sub>3</sub>Sn calcular el porcentaje atómico de la plata y el porcentaje en peso de la plata si el peso del átomo puro de plata es de 107,9 gr, y el peso del átomo puro de estaño es de 118,7 gr.

El porcentaje atómico de la plata en Ag<sub>3</sub>Sn es de  $75\% \frac{3 \times 107,9}{3 \times 107,9 + 118,7}$  es igual a 0,75.

El porcentaje de plata en peso en Ag<sub>3</sub>Sn es de  $73,2\% : \frac{3(107,9)}{3(107,9) + 118,7}$  es igual 0,732.

En qué difiere un retículo cristalino de un retículo espacial? Un retículo cristalino indica la ubicación y el espaciamiento recíproco de los átomos en un sólido cristalino. Un retículo espacial indica el modo en que pueden ubicarse los puntos matemáticos en el espacio de manera que cada uno de ellos tenga un agrupamiento similar de puntos que lo rodean. Este requisito desarrolla un esquema repetitivo de puntos, que se halló que se correlaciona con la disposición periódica de los átomos en los sólidos cristalinos.

Si un alambre para ortodoncia de acero inoxidable trafilado es sobrecalentado, ¿qué sucede con su estructura granular y sus propiedades mecánicas? Los granos más grandes crecerán a expensas de los más pequeños. El trabajo en frío proveniente del estiramiento del alambre se perderá ya que desaparecen las dislocaciones durante el crecimiento cristalino, y la interferencia de los límites granulares disminuirá al tiempo que los granos aumentan de tamaño. Por estas razones, disminuirá la tensión de fluencia. La resistencia final tenderá a disminuir a medida que los granos aumentan de tamaño.



16.- AMALGAMA DENTAL.  
ALEACIONES PARA AMALGAMOS DENTALES.  
METALOGRAFIA DE LA AMALGAMA.

---

La amalgama es una clase especial de aleación, uno de cuyos componentes es el mercurio. Como el mercurio es líquido a la temperatura ambiente, se le alea con otros metales que se hayan en estado sólido. Este proceso de aleación se conoce con el nombre de amalgamación.

El mercurio se combina con otros muchos metales. Sin embargo, en Odontología interesa la unión del mercurio con la unión de la plata y del estaño, que por lo general contiene una pequeña cantidad de cobre y de zinc. El nombre técnico en esta aleación es "aleación para amalgama dental."

El odontólogo adquiere aleación para amalgama en forma de estructura pulverizada, que se obtiene desgastando un lingote colado con una herramienta para cortar metales. En algunos casos, se pesan y envasan las limaduras en pequeños sobres de plástico. Otra manera es comprimir cierta cantidad por medio de estas limaduras y darle forma de pastilla o tabletas. En este último caso, las finas partículas de aleación se hallan sometidas a una presión suficiente para que se forme una "piel" en la parte externa de la tableta y que brinde cierta cohesión en el interior. Empero, la cohesión no es tan grande como para que las partículas no puedan ser separadas fácilmente al ser amalgamadas. La aleación también puede venir en forma de pequeñas partículas esféricas.

Amalgama dental. La amalgama de plata-estaño-mercurio es el material más usado de todos para la restauración de la estructura dentaria perdida. Se aprecia el uso difundido del material cuando recordamos que cada año se hacen alrededor de 160 millones de restauraciones de amalgama. Esto constituye un 80% más o menos de todas las restauraciones simples.

El odontólogo o la ayudante dental mezclan la aleación de amalgama con el mercurio, este procedimiento de mezclado se conoce técnicamente con el nombre de "Trituración". El producto de la trituración es una masa o pasta plástica similar a la que aparece al fundir cualquier aleación a temperaturas que se hallan entre líquidas y sólidas. Se usan instrumentos especiales para forjar la masa plástica al interior de la cavidad tallada, por un proceso denominado de "condensación".

Después de la condensación se producen ciertos cambios metalográficos y se forman nuevas fases. Estas nuevas fases se solidifican a temperaturas muy superiores a las que podría haber en la boca en condiciones normales. Las nuevas fases originan el fraguado o endurecimiento de la amalgama. Las reacciones entre metales a estas bajas temperaturas son únicas de este punto de vista químico y metalográfico.

La restauración clínica. La amalgama es un excelente material de restauración dental. No cabe duda de que con el tiempo otros materiales más estéticos van a reemplazar a la amalgama. Sin embargo, por el momento este material seguirá siendo uno de los más utilizados en restauraciones que deben soportar tensiones.

Una de las razones del excelente rendimiento clínico es la tendencia de la amalgama a disminuir la filtración marginal. Con frecuencia, hemos señalado en otros capítulos que uno de los mayores peligros que amenazan a las restauraciones clínicas son las microfiltraciones que se producen entre las paredes cavitarias y la restauración. Dijimos repetidamente que no hay material de restauración que se adhiera al diente; por consiguiente, la retracción de líquidos y de residuos es una de las causas más importantes de la recidiva de caries y de fracturas. En el mejor de los casos, la amalgama proporciona sólo una adaptación razonable a las paredes de la cavidad tallada. Por esta razón, se utilizan barnices cavitarios, para disminuir la filtración gruesa alrededor de la restauración nueva.



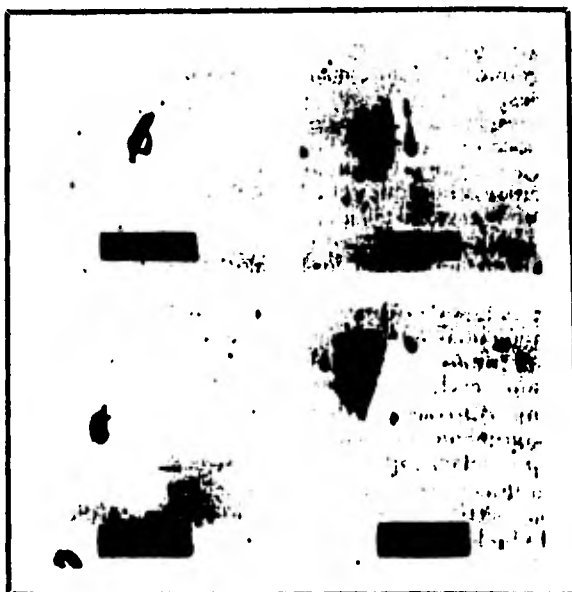
Sin embargo, la poca filtración que con el tiempo se produce cuando se utiliza este material de restauración es típica en este género. Parece que si la restauración está bien hecha, la filtración disminuye a medida que la restauración envejece en la boca.

Los dientes de la siguiente figura fueron extraídos a los intervalos de tiempo que están indicados. Se sellaron todas las superficies, excepto la zona marginal externa de las restauraciones de amalgama. Después, los dientes fueron sumergidos en una solución de  $Ca^{45}$  durante dos horas, lavados y contados longitudinalmente a través de la restauración. Los cortes desgastados fueron colocados sobre una película radiográfica, y la película fue revelada. La línea oscura indica la penetración del marcador alrededor de la restauración. Se observa que las restauraciones que se hallaban en función uno, dos y seis meses presentan menor penetración del isótopo radiactivo marcado que la de solo 48 horas. La razón de esta reducción en la microfiltración puede deberse en la deposición en ese espacio de los productos de corrosión de la amalgama. En la interfase diente-amalgama también se recoge material proteínico y otros residuos. De todos modos, la menor filtración es una característica importante que respalda los óptimos resultados clínicos obtenidos con este material.

No obstante, las observaciones diarias en el consultorio dental revelan muchas fallas, dentro de lo que amalgamos se refiere. Se suele manifestar como caries recurrente, fracturas, cambio dimensional, o excesiva pigmentación o corrosión.

Desde la adopción de la especificación número 1 de la Asociación Dental Americana para aleaciones de amalgama, se han comercializado muy pocas amalgams de calidad inferior. Por ello, estas fallas observadas serían atribuibles a factores ajenos al material propiamente dicho. El éxito depende de muchas regulaciones que se deben de tomar en cuenta dentro de las variables que el odontólogo conoce, y de la atención que se les dedique. Cada paso preparatorio desde el momento que se talla la cavidad hasta que se pule la restauración produce un efecto definido en las propiedades físicas y químicas de la amalgama y en el éxito o fracaso de la restauración.

Penetración de  $Ca^{45}$  alrededor de restauraciones de amalgama que han estado en la cavidad bucal diferentes periodos de tiempo. La línea oscura de la pieza de 48 horas delinea la restauración de amalgama, indicando penetración completa. A medida que la restauración envejece, la penetración disminuye. En los márgenes de la restauración de seis meses se ve una penetración débil.



Prestemos atención a los efectos de la composición de la amalgama dental. El cuadro que sigue contiene la composición promedio de 83 aleaciones comerciales certificadas en 1965 por la Asociación Dental Americana. Estas composiciones no se apartan mucho de la relación de tres partes de plata y una parte de estaño establecida por G.V. Black. Estudios más recientes han comprobado la eficacia de esta proporción básica de los ingredientes principales.

Composición típica de aleaciones modernas para amalgamas.

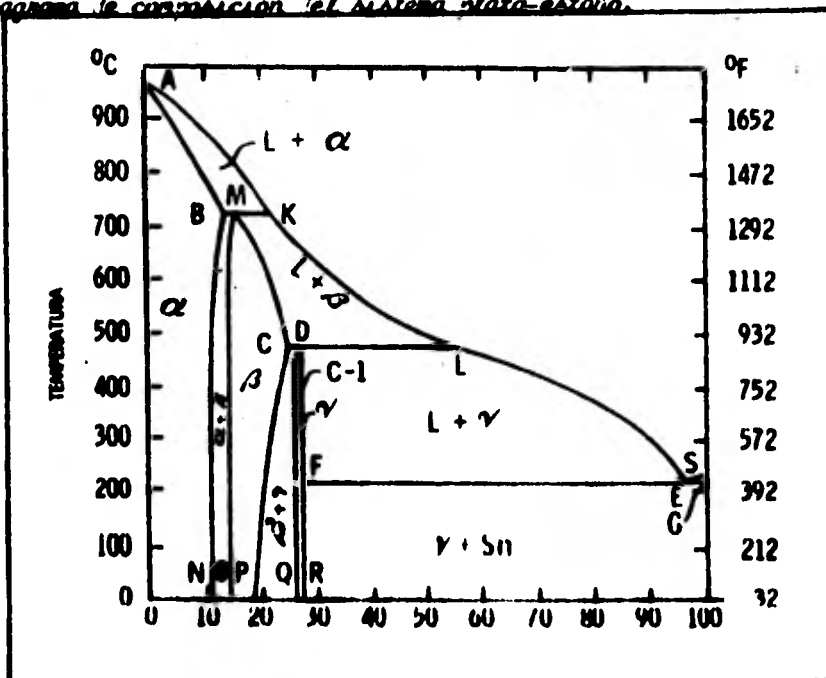
Metal	Promedio (porcentaje)	Variación (porcentaje)
Plata	69.1	66.7-74.5
Estaño	26.2	25.3-27.0
Cobre	3.6	0.0-6.0
Cinc	0.8	0.0-1.9

La fabricación para amalgamas modernas no consiste, sin embargo, en la mera fusión de plata y estaño en una relación de 3 a 1. La mayoría de los fabricantes modifican sus aleaciones con el propósito de alcanzar características de manipulación y propiedades físicas óptimas. La explicación, que sigue se centrará en estas modificaciones y en su calidad como aleación.

Primero se funden plata, estaño y cobre puros, y vestigios de zinc, y se vuelan en lingotes. Se toman precauciones especiales para mantenerlos en un medio no oxidante durante el colado. A causa de enfriamiento relativamente rápido de lingote, habrá una distribución desequilibrada de las fases de la aleación. El lingote que mide 2 pulgadas (5cm) de diámetro y 16 pulgadas (40.5 cm) de longitud contendrá granos grandes y granos pequeños. La composición de los granos del borde del lingote será diferente a la de los centrales o de los extremos. Para conseguir la composición uniforme de los extremos o de los granos, es necesario realizar un tratamiento térmico de homogeneización.

Sistema plata-estaño. Para comprender a fondo lo que estudiaremos a continuación, se impone un examen a la siguiente figura.

Diagrama de composición del sistema plata-estaño.



Para esta misma reacción peritética se obtienen condiciones equivalentes al equilibrio térmico de la homogeneización térmica. La fase B se pierde y quedan granos puros de Y, como se muestra en la siguiente figura.

La misma aleación de la figura anterior una vez homogeneizada a 427 grados centígrados (800 F), durante 24 horas. La estructura homogénea, con espacios intergranulares relativamente anchos.

Un tratamiento homogeneizante. Debido al rápido enfriamiento de la estructura de fundición, nuestra aleación hipotética de amalgama C-1 contiene granos no homogéneos de diversos tamaños compuestos de una mezcla de fases B y Y. Para volver a establecer la relación de equilibrio de la fase, se realiza un tratamiento térmico de homogeneización. Se coloca el lingote en un horno se calienta a una temperatura inferior al solidus el tiempo suficiente para permitir que los átomos se difundan y las fases lleguen al equilibrio. Aunque el solidus está a 480 grados centígrados (900 F) a temperaturas superiores a 450 grados centígrados (840 F) existe el peligro de la fusión incipiente dentro del lingote. Por ello, los tratamientos térmicos homogeneizantes se suelen realizar a temperaturas inferiores a los 450 grados centígrados (840 F). El tiempo de el tratamiento térmico varía de acuerdo con la temperatura utilizada y el tamaño del lingote, pero es común que sea de 24 horas a temperatura elegida.

Al final del ciclo de calentamiento, se enfría el lingote a la temperatura ambiente para proseguir los pasos de la manufactura. La proporción de las fases B y Y presentes en el lingote después del enfriamiento será afectada por la forma en que se enfría el lingote. Si el lingote es retirado del horno rápidamente y se le enfría de inmediato por inmersión la distribución de fases permanecerá invariable. Por lo contrario, si se deja enfriar el lingote con lentitud, las proporciones de las fases B y Y continuarán adaptándose para alcanzar la relación de equilibrio a la temperatura ambiente. Por lo general, el enfriamiento por inmersión rápida del lingote de aleación resultó en la conservación de la máxima cantidad de fase B, mientras que el enfriamiento lento permite la formación de la máxima cantidad de la fase Y.

El efecto de la fase B en la capacidad de reacción de la aleación con el mercurio se refleja en la disminución del tiempo de fraguado y la reducción de la expansión de fraguado, mientras lo inverso es válido cuando aumenta la fase Y. Cuando la aleación se compone de la fase Y, la resistencia a la compresión es máxima y el efecto de la variación del tiempo de mezclarlo es mínimo. Como los efectos de estas fases son relativamente pronunciados, su regulación es fundamental para producir calidad uniforme.

Efecto de los componentes de la aleación. La plata, el componente principal aumenta la resistencia y disminuye el escurrimiento. Dentro de las composiciones prácticas, las aleaciones que contienen cantidades más elevadas de plata tienden a mostrar una mayor capacidad de reacción que las de menor contenido de plata. Su efecto general es aumentar la expansión de la amalgama.

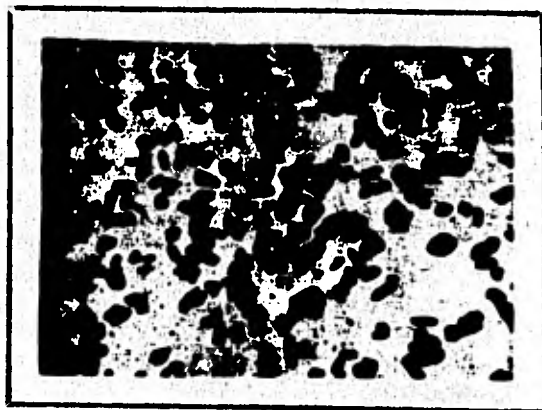
El estaño, que es el segundo componente importante, tiende a reducir la expansión o a aumentar la contracción de la amalgama. Asimismo, reduce la resistencia y la dureza. Cuando en el proceso de amalgamación el estaño se combina con el mercurio, se forma una fase estaño-mercurio, como veremos. Esta es la fase más débil de la amalgama dental y la causa de la baja resistencia a la tracción, el escurrimiento alto y la mayor corrosión. Dentro de los límites prácticos de regímenes de expansión y reacción, convienen aleaciones con menor contenido de estaño.

Las aleaciones de plata-estaño son muy frágiles y resulta difícil triturarlas con uniformidad, salvo que incluyan pequeñas cantidades de cobre, para sustituir átomos de plata. El grado de esta sustitución atómica está limitado de 4 a 5 por 100. Por lo tanto el exceso de cobre se ve en los cortes metalográficos como una fase separada, probablemente como Cu<sub>3</sub>Sn. Dentro del margen limitado de la solubilidad del cobre, el mayor contenido de cobre endurece y confiere resistencia a la aleación plata-estaño.

Tamaño de las partículas. Hay que tener en cuenta que el tamaño de las partículas de una aleación es importante en todos los casos. Una diferencia de una 1 / 1000 de pulgada en la diferencia de revolución de corte puede afectar la superficie específica de la aleación hasta en un 25% por ciento. El tamaño real de la partícula, al igual que la distribución de los tamaños dentro del polvo de aleación, deben ser conocidos y especificados por el fabricante. Aunque con frecuencia las aleaciones llevan el rotulo de "Corte fino" o "microcorte", etc, tales términos no significan mucho. El tamaño más común de las aleaciones modernas es de unos 35 micrones con una distribución en más o en menos de micrones. Por la presente nomenclatura estas aleaciones deberían ser consideradas de corte "fino". Reduciendo el tamaño promedio a unos 26 micrones, obtenemos una aleación de "microcorte."

Sin embargo, la diferencia significativa radica no tanto en el promedio de la partícula sino en la distribución de tamaños alrededor del promedio. Una gran cantidad de partículas significativamente pequeñas (de menos de 2 o 3 micrones) aumentan considerablemente la superficie específica de la aleación, la cual requiere así una mayor cantidad de mercurio para su óptima unión. Si se toman las precauciones necesarias para regular el tamaño de la distribución del tamaño de las partículas, al igual que el promedio de las partículas, se pueden conseguir excelentes aleaciones con partículas de menor tamaño. En la siguiente figura vemos las partículas más pequeñas de una amalgama representativa.

Pequeñas partículas de una aleación de amalgama dental de linadura de tipo corriente.



La tendencia actual para la técnica de amalgamas preconiza que el tamaño de la partícula sea pequeño, obtenido del proceso de fabricación o de mezclarlo. Si todos los otros factores son iguales, el tamaño pequeño de la partícula produce un endurecimiento más rápido de la amalgama, con una mayor resistencia inicial que si las partículas de la aleación fueran de mayor tamaño. Otra objeción al uso de partículas de gran tamaño es que la mezcla final de mercurio con la aleación es propensa a carecer de blandura, y ello dificulta la unión y adaptación de la amalgama a las paredes de la cavidad, durante su condensación.

Además, como el volumen de la restauración terminada está compuesto por partículas de la aleación original rodeada de mercurio, fase de mercurio-estaño y mercurio-plata, el tamaño original de los granos altera las características de la superficie tegumentaria.

Una vez que la amalgama endurece parcialmente, se talla en ella la anatomía dentaria con un instrumento filoso. Cuando se usa una aleación con partículas grandes, la obturación puede ser extrínseca de la matriz, dejando una superficie áspera. Esta superficie será más susceptible a la corrosión. Como se dijo antes, estas linaduras de aleación pueden ser comprimidas en forma de tabletas para dispensarlas y medirlas con mayor facilidad.

## Envejecimiento.

Una vez reducido el linaje a linaduras, muchos fabricantes hacen cierto tipo de tratamiento de la superficie de las partículas, aunque los detalles específicos del tratamiento aun, en los detalles específicos del tratamiento se consideran como de patente generalmente se considera que éste se realiza con ácido y ha sido seguida durante muchos años. No se conoce la función exacta de este tratamiento, pero probablemente tiene que ver con la disolución preferencial de componentes específicos de la aleación.

Las microtensiones inducidas en las partículas durante el corte y rodado con bolas deben ser liberadas. Si no lo hace el fabricante, se irán liberando lentamente durante cierto tiempo, produciendo un cambio en la aleación, particularmente en la velocidad de amalgamación y en los cambios dimensionales que se producirán durante el endurecimiento. Este proceso lleva el nombre de envejecimiento, y comprende el ciclo de ablandamiento a temperatura ambiente. Por lo común, el envejecimiento se realiza a 100 grados centígrados durante algunas horas. La aleación convenientemente envejecida, será estable en su capacidad de reacción y en sus propiedades mientras se halle almacenada durante algún tiempo indefinido.

## Aleaciones esféricas.

Además de ser preparada en forma de linaduras comunes, se pueden fabricar partículas en forma de pequeñas esferas. Varios son los procesos de hacer esto, pero las técnicas más conocidas recurren a la "Atomización", de la masa fundida de la aleación.

Como sucede en las aleaciones corrientes, las propiedades físicas de la amalgama preparada de aleaciones esféricas sufren la influencia del tamaño de las partículas. Se obtienen las propiedades óptimas y características de manipulación guardando el tamaño de las partículas. Así, las aleaciones comerciales contienen partículas cuyos diámetros varían de 5 a 50 micrones. A estas partículas esféricas también se les puede aplicar un tratamiento adecuado de tipo térmico.

Se ha introducido un creciente número de aleaciones esféricas para amalgamas, y en algunos países, como el Japón, han tenido una extraordinaria aceptación.

Hay ciertas diferencias entre las linaduras y las de partículas esféricas, que merecen nuestra consideración. La resistencia inicial a la compresión (una hora) de las amalgamas preparadas de partículas esféricas es 25% más elevada que la de las amalgamas hechas de aleaciones comunes del sistema básico del sistema plata-estaño, aunque desde que se introdujeron las amalgamas esféricas se han fabricado varios tipos de aleaciones comunes cuyos valores de resistencia son muy semejantes. Asimismo, se registró, que las resistencias finales a la compresión y a la tracción de las aleaciones esféricas son superiores, como también es la resistencia marginal.

Estas diferencias de las propiedades de resistencia se relacionan con la microestructura. En las aleaciones cortadas en tornos, la interacción con el mercurio depende de la creación de una superficie libre de la película de óxido presente sobre la linadura después de su fabricación. Durante la amalgamación se crea una superficie limpia por fractura y abrasión de las partículas. Sin embargo, el engrosamiento físico de las partículas impide la eliminación completa de la película, y por lo tanto, el contacto de la aleación con el mercurio no es completo. Este no es el caso de las amalgamas de partículas esféricas que eliminan del todo las películas superficiales a pesar de la ausencia de fractura de las partículas durante su manipulación. El resultado final es la amalgamación completa alrededor de todas las partículas.

Con las aleaciones esféricas se usan convenientemente relaciones mercurio-aleación relativamente bajas (alrededor del 48% de mercurio), mientras que con muchas aleaciones cortadas en torno la cantidad mínima de mercurio en la relación original es del orden de por lo menos 52 o 53% de mercurio.

Posiblemente, la ventaja principal de este tipo de aleación es que la microestructura y las propiedades físicas varían solo levemente cuando varían la relación mercurio-aleación y la presión de condensación. Así, por ejemplo, se mantienen las mismas propiedades de resistencia incluso al ejercer fuerzas de condensación extremadamente bajas. Como veremos más adelante la condensación de la amalgama común, requiere fuerzas bastante intensas ejercidas sobre condensadores pequeños para poder conseguir propiedades óptimas de resistencia. En aleaciones de tipo esférico se obtienen resistencias a la tracción comparables con sólo un décimo de fuerza de fuerzas de condensación. Dicho de otra manera, la aleación es algo menos sensible a muchas de las variables de manipulación que son en extremo críticas para las aleaciones comunes.

La superficie de la restauración terminada es algo más lisa y no tan sembrada de orificios microscópicos, muy característicos de las aleaciones para amalgamas corrientes.

Preparadas de manera adecuada, las aleaciones esféricas tienen una mayor expansión. Sin embargo, como estudiaremos más adelante no hay pruebas de que cambios dimensionales de este orden tengan importancia clínica alguna.

De mayor importancia es el hecho que las amalgamas esféricas exigen el cumplimiento de una técnica adecuada del uso de la matriz. Como la amalgama tiene poco "cuerpo," no se puede confiar en la presión de condensación para establecer los contornos proximales. Es necesario colocar una matriz individual y curia; de lo contrario, quedarán márgenes cervicales desbordantes, contornos proximales planos y contactos inadecuados. Naturalmente, toda restauración de amalgama, sea cual sea el tipo de aleación, demanda la colocación de una matriz.

Volviendo a las propiedades físicas mejoradas de las aleaciones esféricas respecto de las aleaciones corrientes, queda por aclarar la cuestión de que si es factible determinar por anticipado un comportamiento clínico superior.

Una investigación de tres años de duración, bien controlada y en la que se aplicó un criterio aceptable de observación y control de restauraciones no registró diferencias entre el comportamiento clínico de las restauraciones de las aleaciones esféricas y el de aleaciones comunes. Antes de que se pueda establecer la utilidad exacta de este sistema, es preciso llevar otras investigaciones clínicas durante periodos más largos.

Se agregó una partícula de aleación esférica de una eutéctica de plata-cobre a una aleación corriente de plata-estaño para obtener el sistema de aleación de dispersión, que veremos más adelante.

### Metalografía de la amalgama.

En la siguiente figura se observa una microfotografía de la estructura de una amalgama dental característica.

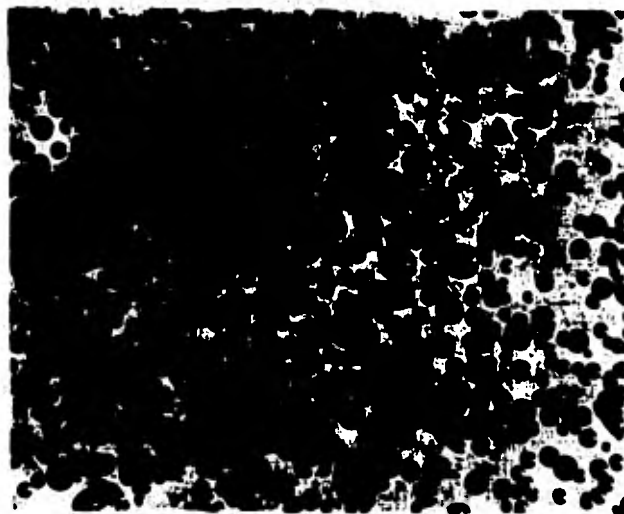
Microestructura de la amalgama dental teñida con Yolo. Las partículas de  $Hg_3Sn$  (fase Y1) que no han reaccionado, A, están rodeadas de una matriz de grumos pequeños de  $Hg_2Hg_3$  (fase Y1), B, y  $Sn_7-8Hg$  (fase Y2). También hay espacios, C, entre los espacios y las partículas de Y2 aparecen similares en esta microfotografía en blanco y negro, se las diferencia cuando se les ve con el color natural.





La misma aleación de la figura 20-3 una vez homogeneizada a 427°C (800°F) durante 24 horas. La estructura es homogénea, con espacios intergranulares relativamente anchos. × 75. (Por amabilidad de G. Ryge.)

---



Partículas de una aleación esférica para amalgama. × 180. Obsérvese el mayor aumento en comparación con las partículas de limadura de la figura 20-5. (Por amabilidad de Shofu Co., Japón.)

---

Aunque no se conoce a fondo la identificación e interpretación de la microestructura de una amalgama dental característica, las siguientes descripciones se basan en los conocimientos teóricos generalmente aceptados.

Es evidente que hay una estructura nucleada y la fase (Y) (A) es el centro del núcleo. Este es el componente esencial de las limaduras plata-estaño que reaccionan con el mercurio, por lo menos en lo que concierne para las aleaciones de amalgamas comunes. Cuando trituramos limaduras con mercurio, el mercurio se alea con la limadura para producir dos nuevas fases, conocidas como Y1 y Y2. La fase Y1 cristaliza como estructura cúbica de cuerpo centrado con la fórmula  $\text{Ag}_3\text{Hg}_3$ .

La fase Y2 tiene una red especial hexagonal cuya fórmula es  $\text{Sn}_7\text{-8Hg}$ . En la figura anterior se identifican ambas fases, asimismo, se ven los espacios propios de la microestructura de la amalgama.

La reacción se asemeja a una formación peritética en que rápidamente las dos fases que contienen mercurio forman una vaina sobre la partícula de la aleación que lentifica la reacción al inhibir la difusión del mercurio libre hacia las limaduras o la fase Y.

En la práctica, probablemente la trituración o proceso de mezclado permite una considerable cantidad de cristalización inicial. Cuando se mezcla la fase Y (limaduras) y el mercurio, las fases Y1 más Y2 se desprenden de la superficie de la limadura a medida que se forman por fricción durante la mezcla, de modo que prosigue la reacción entre la partícula y el mercurio. Una vez condensada la masa en la cavidad tallada, las reacciones sucesivas se hacen progresivamente más lentas, porque la vaina es permanente en este periodo. Por supuesto la cantidad de Y1 y de Y2 producido depende de la cantidad de mercurio libre presente.

La reacción se representa como sigue:



Si el contenido de estaño es superior al 27 por 100, de tal modo que está presente la eutéctica Y-Sn, aparece el estaño y hay que incluirlo en la ecuación. Si expresamos la reacción como ecuación, la mejor aproximación para una amalgama dental que contiene 50% en peso de mercurio es



Según esta ecuación, la fracción volumétrica de  $\text{Ag}_3\text{Sn}$  que no reaccionó en la amalgama endurecida es del 31%.

El mayor defecto de la estructura de la amalgama dental radica en su naturaleza multifásica. Esta estructura produce propiedades traccionales bajas e inferior resistencia a la corrosión.

#### Propiedades de las fases.

Las propiedades físicas de la amalgama endurecida se basan en gran medida en los porcentajes de cada una de estas fases componentes. La más resistente es la dominante en la aleación original, es decir, la fase Y. Cuanto mayor sea la cantidad de esta fase retenida en la estructura final, tanto más resistente será la amalgama. El componente más débil de la fase Y2. Esta fase también es la menos resistente a la corrosión mientras que la fase Y es algo neutra y la fase Y1 es noble.

Inevitablemente, la interfase entre la fase Y y la matriz es un factor importante no tiene valor que haya una elevada proporción de fase Y sin reaccionar, salvo que se halle fuertemente unido a la matriz. La resistencia de la interfase experimenta la influencia de la técnica de amalgamación y de la cantidad de mercurio presente en la amalgama.



17.- MANIPULACIÓN DEL DENTAL: CAMBIOS EN LAS DIMENSIONES,  
RESISTENCIA, ESCURRIMIENTO Y FLUIDEZ.

No cabe duda que la manipulación de la amalgama por el odontólogo es un factor importante en la composición y las propiedades físicas de este material. En este capítulo se explicará cómo y por qué este factor afecta a los cambios en las dimensiones, a la resistencia, el escurrimiento y la fluidez.

**Cambios en las dimensiones.**

Se ha aceptado, por lo menos por razones teóricas, que una amalgama dental se expande levemente durante el endurecimiento. La expansión excesiva puede producir la protrusión de la restauración de la cavidad tallada, y se puede afirmar que la contracción indebida aumenta la filtración alrededor de la restauración. En su origen, los límites de los cambios en sus dimensiones establecidos en la especificación núm. 1 de la Asociación Dental americana, eran de 0 a 10 micrones (0.1 por 100), al final de 24 horas. Para permitir una trituración más minuciosa y modificaciones en las técnicas de ensayo, las especificaciones actuales extienden el margen permisible de los cambios durante el fraguado entre menos 20 y más 20 micrones por centímetro.

**Medición de los cambios en las dimensiones.** Por lo general, se usa una muestra de unos 8 mm de longitud y 4 mm de diámetro para medir los cambios en las dimensiones. Se considera que el volumen de la amalgama es equivalente al de una restauración grande.

Para medir dimensiones tan pequeñas con precisión, hay que utilizar un instrumento capaz de medir con precisión por lo menos 0.5 micrón (0.00002 pulgada). Si pensamos que 0.5 micrón es algo equivalente al 1/8 del cabello o de un cabello humano, es evidente que la precisión del instrumento de medición debe sobrepasar la del micrómetro común o la de algún aparato similar.

Son varios los instrumentos de medición adecuados para apreciar estos cambios de dimensión. Uno de los más comunes es el interferómetro, que funciona mediante ondas de luz de mercurio reflejadas desde vidrios entre los cuales se coloca la muestra. Cuando la amalgama se dilata o se contrae, cambia el ángulo entre las placas de vidrio, lo cual, a su vez, modifica el número de franjas de interferencia de la luz que se cuentan sobre un dispositivo al efecto.

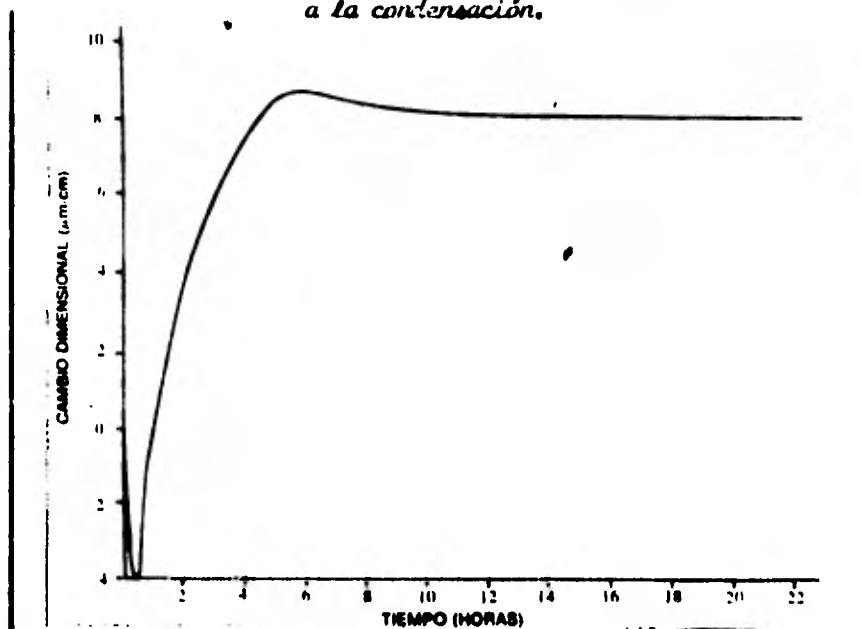
La precisión de este instrumento es de más o menos 0.2 micrón (0.00001), pulgada. Si pensamos que 0.5 micrón es algo equivalente como a un octavo del diámetro de un cabello humano, siempre que el cambio de dimensión no sea demasiado grande. En la siguiente figura - una curva de cambio de dimensión característica para una amalgama, observada durante 24 horas, cuando una amalgama ha sido correctamente manipulada, no ocurren cambios de dimensión importantes después de las primeras 12 horas de realizada la condensación.

**Teoría del cambio de dimensión.** La composición y constitución de la amalgama surten efecto en los cambios de dimensión que se producen durante el endurecimiento. En el capítulo anterior se señaló que la composición más adecuada de la aleación para amalgamas era la de la fase Y (11g Sn). Si la cantidad de la fase B presente es excesiva la expansión también es excesiva, y si hay estaño, la contracción puede ser indebidamente grande.

Aunque el fabricante prepare correctamente la aleación, las variables de manipulación ejercen una marcada influencia en los cambios de dimensión. En otras palabras, es muy posible que la amalgama se contraiga por consecuencia de una mala trituración y condensación, aunque tenga la composición adecuada. Las fases presentes en la restauración con amalgama tienen relación directa con todos los detalles de manipulación que realice el odontólogo desde el momento de establecer las proporciones entre la amalgama y el mercurio hasta que concluye la condensación.

Aunque no se conoce con claridad el mecanismo de los cambios de dimensión de la amalgama, es posible explicar el cambio de la figura siguiente.

Cambio dimensional de una amalgama en las primeras 24 horas siguientes a la condensación.



-en relación con los cambios metalográficos que se producen en la amalgama durante su endurecimiento como dijimos en el capítulo anterior. Los cambios en las dimensiones indicados en el gráfico son característicos de una amalgama bien manipulada y preparada con una aleación de composición óptima.

En toda reacción el mercurio es absorbido, por las limaduras y ocurre una contracción inicial debido a la disminución de volumen. Cuando la manipulación es la correcta, su cantidad se limita a unos pocos micrones.

El paso siguiente es la fase Y1 y Y2. Cuando estas fases cristalizan, presumiblemente crecen en forma de dendritas. A medida que crecen las dendritas, ejercen cierta presión hacia afuera, la cual se manifiesta en la expansión.

Por consiguiente, toda la manipulación de la amalgama que aumenta la difusión del mercurio en la limadura y disminuye la producción de Y1 y Y2 favorece una menor expansión o una contracción de la amalgama. Por otra parte, toda manipulación que favorezca la formación de Y1 y Y2 da por resultado una mayor expansión. Aunque se considera que la difusión del mercurio en el Ag<sub>3</sub>Sn tiene lugar en su mayor parte en la trituración, en la condensación prosigue la mezcla de mercurio y aleación; su terminación está indicada por la contracción inicial de la curva (figura anterior). Durante este periodo, la densidad de la amalgama después de la condensación impide en cierta medida la contracción. Las partículas de la aleación que no reaccionan pueden hallarse en mutuo contacto en diversas zonas; así se forma un amasijo que tiende a resistir la contracción.

De todas maneras, el crecimiento cristalino de Y1 y de Y2 anula pronto la contracción; comienza una expansión que continúa varias horas, o hasta que se completa la cristalización.

Finalmente, el mercurio libre restante se difunde hacia las partículas de fase Y y se produce una segunda contracción, leve.

Todas las variables correspondientes a la manipulación de la amalgama determinan el cambio de dimensiones finales de la restauración endurecida. Sin embargo, es imposible seguir el control completo de todas estas variables. En realidad, incluso en los ensayos de laboratorio es difícil reunir estas variables en forma adecuada para asegurar resultados

-reproducibles en todo. Las fluctuaciones pequeñas de los cambios dimensionales pueden -- no tener importancia clínica, pero hay que evitar la contracción o expansión excesiva. --

Diversos son los factores que ejercen influencia en los cambios de dimensiones de la amalgama durante el fraguado, y de ellos hablaremos a continuación. Cuando se explica un factor, se supone que todas las demás variables permanecen constantes. La explicación se refiere principalmente a las aleaciones comunes, pero los efectos son comparables, por lo general, a los de las aleaciones esféricas.

**Efectos de la relación mercurio-aleación.** Aunque uno de los objetivos de la condensación es eliminar la mayor cantidad de mercurio libre, cuanto mayor es la cantidad de mercurio con la aleación, mayor es la cantidad retenida en la amalgama para una presión de condensación. Todo mercurio que exceda del que se precisa para producir las reacciones de fraguado necesarias afecta al cambio de dimensiones. Cuanto mayor sea la cantidad de mercurio libre retenida en la restauración, mayor será la cantidad de fases Y1 y Y2 formadas y mayor será la expansión. Teóricamente es posible que un gran exceso de mercurio origine una expansión suficientemente elevada para producir la protrusión de la restauración. De importancia clínica aún superior, es el efecto del exceso de la resistencia de la restauración.

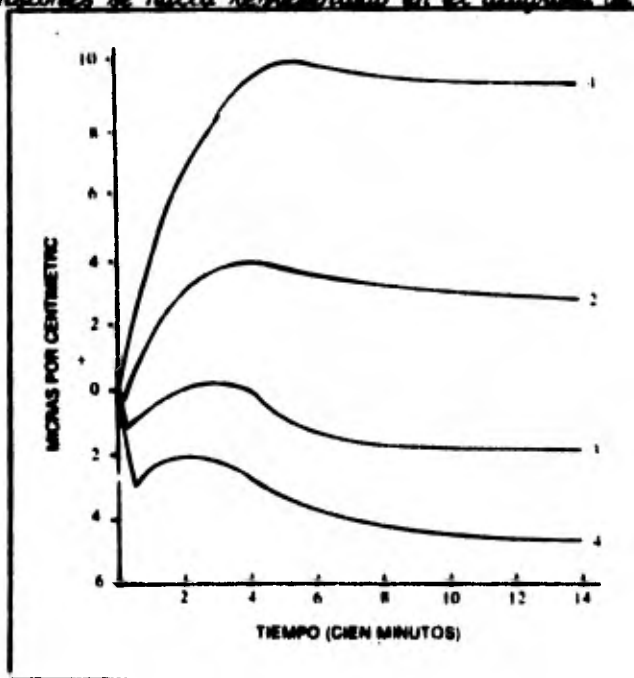
Como se explicará más adelante, una de las innovaciones recientes en la técnica de preparación de la amalgama es reducir la cantidad de mercurio de la mezcla original. En estas técnicas, la relación mercurio-aleación más baja resulta en una tenacidad menos pronunciada a formar Y1 y Y2 y a una menor expansión. En realidad, algunas aleaciones para amalgama, en particular los sistemas de aleaciones esféricas, se contraen realmente cuando se usan relaciones bajas de mercurio-aleación. Sin embargo no hay pruebas de que la magnitud de la contracción originada tenga importancia clínica.

Si deseamos evitar cambios dimensionales exagerados y regular otras propiedades físicas, debemos establecer cuidadosamente las proporciones de aleación y mercurio.

**Efecto de la trituración.** En la trituración de la amalgama intervienen dos factores, y ambos ejercen un pronunciado efecto en el cambio de dimensiones de la amalgama. Se ha explicado el efecto de la trituración en el efecto de las partículas al fracturarse.

El otro factor que entra en juego es el tiempo de trituración. Cuanto más prolongado es el tiempo de trituración, menor es la expansión o mayor es la contracción de la amalgama. Este efecto de cambio de dimensiones se halla representado en el diagrama de la siguiente figura

**Efecto del tiempo de trituración en el cambio de dimensiones de la amalgama:** Curva 1, trituración durante 40 segs.  
Curva 2, 100 segs.  
Curva 3, 180 segs.  
Curva 4, 240 segs.



Se observará, por comparación de la leyenda debajo de la figura con las diferentes curvas, que a mayor tiempo de trituración, menor expansión o mayor contracción.

Concomitante es posible deducir la forma general de las curvas de la figura anterior. En la amalgama representada por la curva 1, el tiempo de trituración es tan corto que se produce una cantidad relativamente pequeña en cantidad de solución de mercurio en  $\text{Ag}_3\text{Sn}$ . En realidad la contracción inicial, se produce antes de comenzar la medición del cambio de dimensiones. Esta manipulación suprime la difusión del mercurio en el  $\text{Ag}_3\text{Sn}$ , pero favorece la cristalización de Y1 y Y2. La expansión alcanza el punto máximo de unas 8 horas a partir del momento de la trituración y entonces se produce una contracción leve.

Cuando el tiempo de trituración aumenta a 100 segundos se puede observar una contracción inicial (curva 2). La expansión es menor y llega al máximo en unas 7 horas. La trituración más prolongada aumenta la cantidad y la velocidad de difusión del mercurio en las demás partículas de la aleación. La contracción inicial es mayor que en la curva 1. Durante la trituración más prolongada, es posible que algunos productos de la reacción sean eliminados por frotamiento de las partículas de la aleación a medida que se forman, lo cual permite la difusión del mercurio.

Las reacciones comienzan en cuanto al mercurio entra en contacto con las limaduras, y aumenta a medida que continúa la trituración. Es, por lo tanto, razonable suponer que durante su trituración se forman algunos cristales Y1 y Y2. La cristalización que ocurre en este periodo no genera expansión después de la condensación. Por ende, la expansión observada debe ser menor a medida que la trituración se prolonga, como indican las figuras del esquema anterior.

Además, los cristales de la amalgama condensada, formados durante la trituración actúan como núcleos de cristalización para la sucesiva cristalización de más Y1 y Y2. Cuanto mayor es la cantidad de núcleos presentes, mayor es la velocidad de cristalización y, en consecuencia, más pronto se produce la expansión máxima, porque las máximas son, en cierto sentido, la señal de que la cristalización Y1 y Y2 es casi completa. A este mecanismo se puede atribuir la aparición temprana de las máximas de la figura anterior al prolongarse el tiempo de trituración.

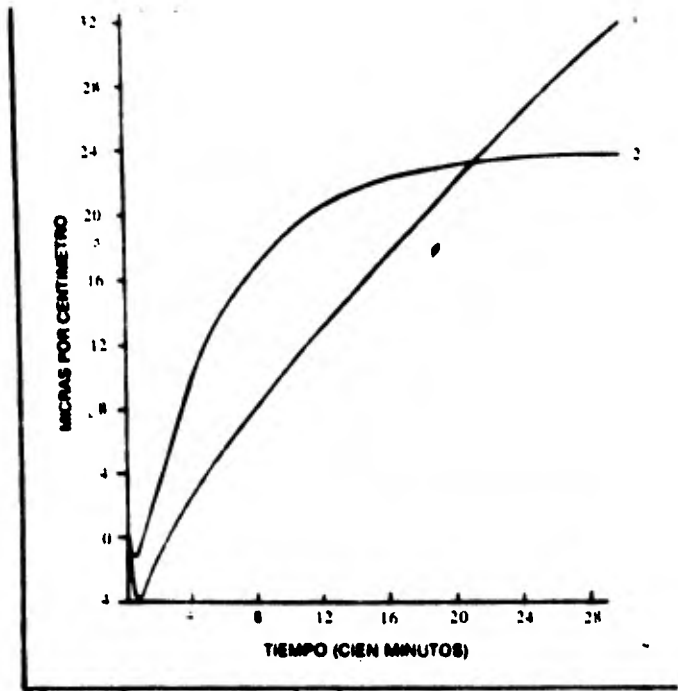
Si las dimensiones finales de la amalgama son el resultado de la expansión o de la contracción depende en cierto grado de la magnitud de la contracción inicial. Si la trituración es demasiado prolongada, la contracción inicial puede ser tan grande que la expansión subsiguiente no alcance a restaurar las dimensiones originales de la muestra de amalgama, como ocurre en las curvas tres y cuatro, y se produce una contracción final.

En todos los casos resulta evidente que es necesario controlar rigurosamente la trituración si se desea regular el cambio de dimensiones de la amalgama. Tal control asegura una mezcla uniforme y constante, y constituye uno de los principios cardinales de la amalgama.

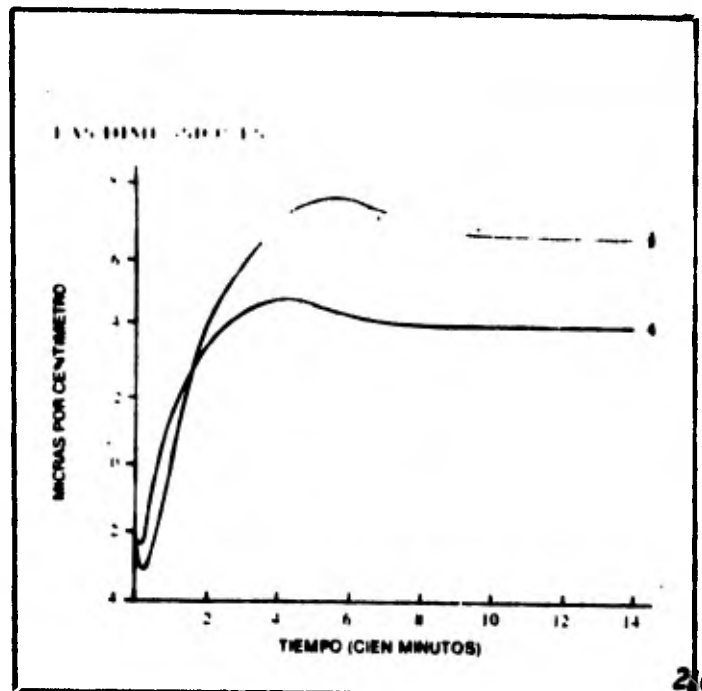
**Efecto de la condensación.** Si la trituración se mantiene constante, el efecto del aumento de presión de condensación es reducir la expansión, como está indicado en las figuras siguientes. Aunque ninguna de las curvas de las figuras presenta una contracción final cuando la presión de condensación aumenta, dicha contracción es posible en ciertas circunstancias. Sin embargo, con mayores presiones de condensación no se la incluye tanto como prolongando el tiempo de trituración.

En realidad la condensación es la continuación de la trituración en lo que a la producción de Y1 y Y2 se refiere. La condensación perturba la mezcla mercurio-aleación, elimina la vaina de las partículas de la aleación, y de este modo prosigue la difusión del mercurio. No obstante, a medida que aumenta la presión de condensación, las partículas no gemelas de la aleación tienden a acunarse entre sí. Este acunamiento inhibe la contracción aunque el mercurio siga difundiéndose en el  $\text{Ag}_3\text{Sn}$ . Esta consideración teórica tiene confirmación en los gráficos de las figuras siguientes.

Efecto de la variación de la presión de condensación en el cambio de dimensiones. Curva 1, amalgama puesta en un molde, a vibración, pero sin presión. Curva 2, amalgama condensada bajo una presión de 35 Kg por cm cuadrado



Efecto de la variación de la presión de condensación en el cambio de dimensiones. Curva 3, amalgama condensada bajo una presión de 70 Kgr por cm cuadrado. Curva 4, amalgama condensada bajo presión de 140Kgr por cm cuadrado.



En la curva uno de la primer figura anterior no se ejercio presión de condensación y la contracción inicial es la mayor de toda la serie.

Al aumentar la presión de condensación, mayor es la cantidad de mercurio el minuto de la masa; en consecuencia, se forman menores cantidades de fase Y1 y Y2. De esta manera se producirá la progresiva disminución de la expansión al aumentar la presión de condensación, como se observa en las figuras anteriores. La expansión máxima reproduce más pronto porque las reacciones son aceleradas por un contacto más íntimo entre el mercurio residual y otras fases como resultado del aumento de la presión de condensación.

Siempre que se empleen técnicas acertadas, las variaciones de la presión de condensación no ejercen influencia en el cambio de dimensiones que tengan importancia clínica. Las presiones de condensación y las técnicas tienen mucha mayor importancia en la obtención de la resistencia y escurrimientos adecuados, como veremos en una sección siguiente.

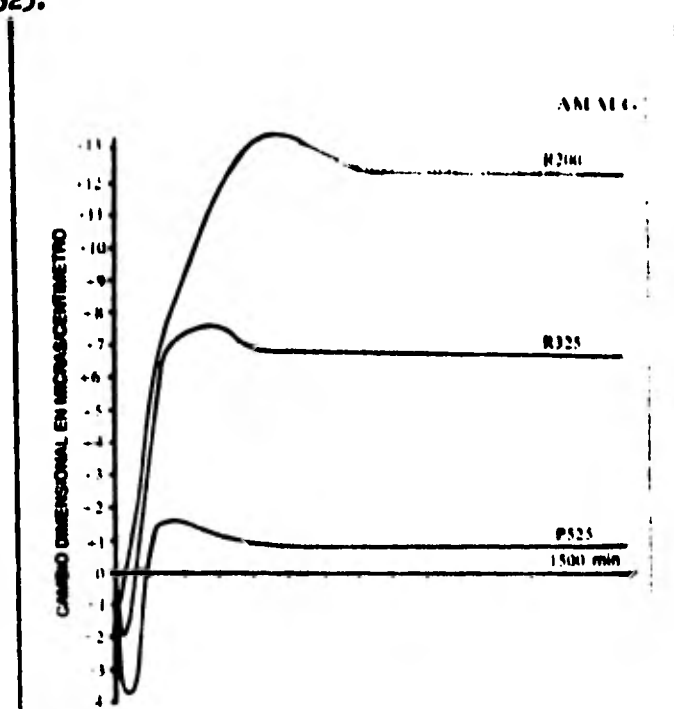
Sin embargo, se necesita cierta presión de condensación mínima para evitar una expansión excesiva, como en la curva 1 de la figura primera anterior. Al final de los días, la expansión de 33 micrones por centímetro, y aumenta con rapidez.

#### Efecto del tamaño de las partículas.

En la figura siguiente está ilustrado el efecto de la variación del tamaño de las partículas en una aleación en el cambio de dimensiones de la amalgama. Es evidente que cuanto menor es el tamaño de las partículas, menor es la expansión aplicando la misma técnica de preparación.

En realidad, lo importante no es el tamaño de las partículas en función de su volumen, sino en función de su superficie externa. Para un determinado peso de aleación, cuanto mayor es la superficie total de todas las partículas, mayor es la cantidad de partículas, y por lo general, menor es el tamaño. Se demuestra que una mayor superficie y un menor tamaño de partícula favorecen la disolución más rápida del mercurio en las partículas de la aleación durante la trituración; el resultado es que se produce una gran contracción inicial en la amalgama.

Efecto del tamaño de las partículas de la aleación en el cambio de dimensiones de la amalgama. Curva R200, amalgama de partículas retenidas en una criba de malla 200; Curva R325, partículas retenidas en una criba de malla 325; curva P325, partículas que pasan a través de una criba de malla 325.



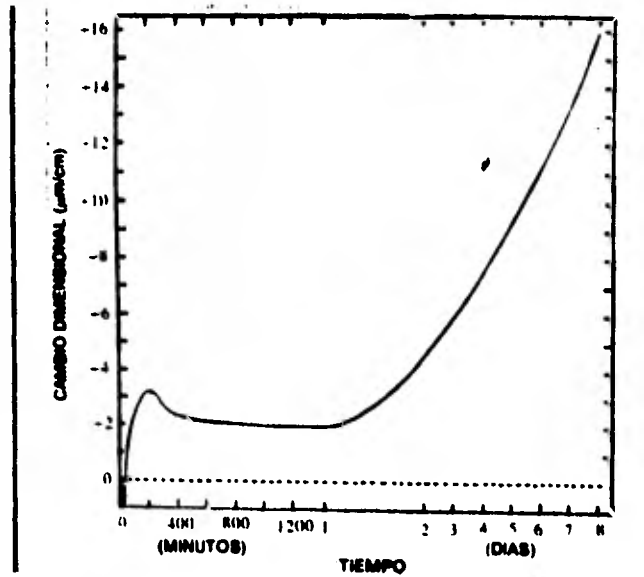
Se puede aplicar el mismo razonamiento para explicar las curvas de la figura anterior. Las amalgamas con aleaciones de partículas más pequeñas están sobretitradas en comparación con las partículas más grandes, así, pues, una aleación para amalgama de partículas más pequeñas requiere un tipo de trituración de menor tiempo que las aleaciones de partículas más grandes, siempre que las otras variables de manipulación sean constantes.

El efecto general del tamaño de las partículas de aleación es reducir el tiempo de endurecimiento de la amalgama en comparación con el obtenido con partícula de mayor tamaño. Señalemos, no obstante, que en cierta medida es posible disminuir en cierto grado la tenencia de las partículas pequeñas a producir contracción modificando la contracción y composición y la forma de las partículas de la aleación, como se describió en el capítulo anterior.

#### Efecto de contaminación.

Hasta ahora todas las observaciones de los cambios de dimensiones de las amalgamas de plata eran de 24 horas de duración, pero, hay expansiones y contracciones pequeños de algunos micrones durante los meses y años sucesivos, los cambios de las dimensiones son mínimos después de las primeras 24 horas. Si, empero, si la humedad llega a contaminar la amalgama, se produce una expansión considerable, como se muestra en la siguiente figura

expansión retardada de la amalgama.



Esta expansión comienza entre los tres y cinco días y continúa por meses, alcanzando valores hasta de 400 micrones por centímetro (0.4 por 100). Este tipo de expansión es el tipo de expansión que se conoce con el nombre de expansión retardada o expansión secundaria. No hay que confundir esta expansión con la expansión excesiva que aparece cuando, que la retención de demasiado mercurio en la amalgama.

La expansión retardada tiene que ver con el zinc de la amalgama. Pero el contenido de zinc por sí mismo no es la causa directa de la expansión retardada. El efecto se debe a cierto tipo de corrosión retardada con la presencia de zinc. Se ha comprobado claramente que la sustancia contaminante es el agua, sea pura o que contenga sales inorgánicas.

Uno de los productos de la corrosión electrolítica es el hidrógeno. Es producido -- por la acción electrolítica entre el zinc, el electrolito y los elementos anódicos pre- -- sentes. El hidrógeno no se combina con los componentes de la amalgama, sino que se acu- -- mula dentro de la restauración. Se ha comprobado que la presión del hidrógeno así libera- -- do y generado intermitente puede aumentar hasta el punto de crear excurricio en la a- -- amalgama, y la expansión observada.

Si no hay zinc no hay expansión. Señalamos que la contaminación debe producirse du- -- rante la trituration o condensación; una vez condensada la amalgama, la superficie externa puede estar en contacto con la saliva sin que sufra efecto negativo alguno, en lo que se -- refiere a cambios dimensionales.

La contaminación de la amalgama puede suceder en casi cualquier momento de su pre- -- paración y de su colocación dentro de la cavidad. Si durante la trituration o condensación tocamos con la mano la amalgama que contiene zinc, es factible que introduzcamos secreción de la piel. Si no mantenemos seca la zona de trabajos, la saliva puede contaminar la amal- -- gama durante la condensación. En síntesis, cualquier contaminación de la amalgama con la -- humedad, sea cual sea la fuente, antes de ser introducida en la cavidad tallada, produce una expansión retardada si está presente el zinc.

### Resistencia.

Es obvio que la resistencia suficiente para impedir la fractura es un requisi- -- to fundamental de todo material de restauración. La fractura aunque sea la zona pequeña, -- o el desgaste de los márgenes acelera la corrosión, la residiva de caries y el fracaso clí- -- nico. Durante mucho tiempo se ha reconocido que la falta de una resistencia adecuada pa- -- ra soportar las fuerzas masticatorias es uno de los puntos débiles de la restauración de -- amalgama. En un estudio de duración de 4 años y donde se revisaron más de 1000 amalgamas en dientes temporales se observó que los defectos marginales eran más frecuentes que nin- -- gunos otros. Con mayor frecuencia, estos defectos correspondían a fracturas de la restau- -- ración, y no del esmalte.



Restauración de amalgama fracturada. Estas fallas se originan por la manipulación inadecuada del material.



En la figura anterior vemos un ejemplo de fractura en una restauración clínica - - - por esta razón, hay que diseñar adecuadamente la cavidad para proporcionar cierto volumen de amalgama si se han de soportar fuertes y para evitar bordes de ángulos de amalgama en las zonas marginales. Además, la amalgama propiamente dicha debe ser manipulada de tal manera que se use, por la máxima resistencia.

#### Medición de las resistencias.

Es muy difícil identificar la propiedad principal o propiedades, a que se debe el fracaso de la restauración de la ilustración anterior. Lo tradicional, durante muchos años fue la medición de la resistencia de la amalgama dental bajo de una restauración de amalgama característica. Medida de esta manera, la resistencia a la compresión de una amalgama satisfactoria debe ser de por lo menos 3200 Kgr/cm cuadrado. La mayoría de las atenciones representativas presentarán una resistencia a la compresión superiores a estos valores cuando se les venen en forma adecuada. La especificación núm. 1 de la Asociación Dental Americana no tiene un requisito mínimo para la resistencia a la compresión dentro de este campo.

Se ha puesto en duda la suficiencia de este ensayo en lo referente a la interpretación clínica. El diseño y la forma de una restauración de amalgama complica mucho la distribución de las fuerzas durante la masticación o función, cosa que no sucede durante los ensayos con el cilindro.

Aunque la fuerza principal que actúa durante la masticación es la fuerza de compresión, las fuerzas son muy complejas y también toman parte las fuerzas tangenciales y de tracción. En el istmo de una restauración completa y compuesta, por ejemplo, las fuerzas de compresión que actúan sobre la cúspide adyacente restaurada inducen una tensión tangencial que, a su vez, origina una tensión por tracción en la zona del istmo. La resistencia a la tracción de la amalgama, mucho menor que su resistencia a la compresión, es de unos 500 Kgr/cm cuadrado, o incluso aún menor. La resistencia a la tracción de la dentina es de unos 2800 Kgr/cm cuadrado, por ello, la superficie de la sección transversal del istmo de la cavidad tallada debe ser suficiente para compensar su debilidad, por lo menos en parte. La dentina tiene un módulo de elasticidad relativamente bajo. Es por ello, la superficie de la sección transversal del istmo de la cavidad tallada debe ser suficiente para compensar su debilidad, por lo menos en parte. Por otra parte, la dentina tiene un módulo de elasticidad relativamente bajo. Es por eso que hay que conservar lo más posible la estructura dentaria, para evitar que la dentina se curve y aparte de la restauración, o que se fracture por las fuerzas masticatorias.

Un tercer factor a considerar es la naturaleza dinámica de la tensión inducida. El módulo de resistencia de la amalgama dental es bastante bajo. Por consiguiente, la energía de impacto es propensa a concentrarse en algunas zonas más que en otras, particularmente en las de menor volumen. Los márgenes de las restauraciones de amalgama son especialmente vulnerables a esto, y se fracturan o rompen con frecuencia. Es posible que el astillamiento o el desgaste de los márgenes sea inherente a la amalgama y no se los pueda eliminar completamente. El objetivo es reducir al mínimo esta falla para que no constituya un problema clínico.

Muchas veces se ha relacionado las respuestas a este problema complejo de la evaluación apropiada de la resistencia de las amalgamas dentales con el término "Resistencia marginal", que se refiere a la falta de resistencia del material a las fuerzas ejercidas sobre las zonas marginales. Como no hay propiedad específica o medio de medición de la resistencia marginal, este término se ha convertido en obsoleto. Probablemente incluya todas las propiedades estudiadas en este capítulo, así como la dureza y la ductilidad. Asimismo, como analizaremos más adelante, abarca la corrosión y el corrimiento en el deterioro marginal.

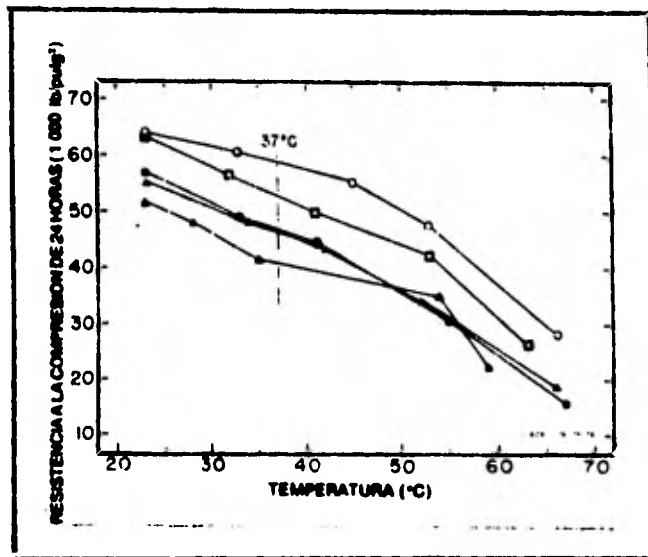
Aunque la resistencia a la compresión no siempre es la principal propiedad física asociada con la fractura clínica de la amalgama, parece haber un ensayo seguro para determinar la resistencia a las fuerzas. Además, el valor de la resistencia a la compresión, indica dentro de los márgenes razonables el nivel de otras propiedades de resistencia.

Ingredimos que las variables de manipulación que influyen en la resistencia a la compresión por lo general ejercen efecto comparable a la de las propiedades mecánicas.

La resistencia a la compresión de la amalgama se mide, por lo común, a la temperatura ambiente. De particular interés clínico es la resistencia correspondiente a temperaturas elevadas. En la siguiente figura se presenta la relación entre la resistencia a la compresión y la temperatura de ensayo de cinco aleaciones. Se observará que la resistencia a 60 grados centígrados la temperatura posible del café caliente, es 50% de la temperatura ambiente. Incluso a la temperatura del cuerpo a 37 grados centígrados, se produce una pérdida de la resistencia de más o menos 15 por 100.

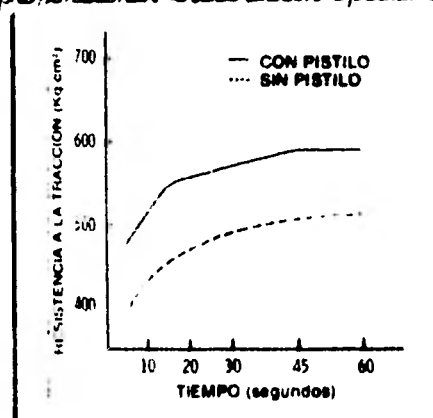
La amalgama debilitada por un calentamiento leve recupera su resistencia original en un lapso relativamente corto. Si embargo, cuanto mayor sea la temperatura, más prolongado será el tiempo necesario para restaurar la resistencia original.

Efecto de la temperatura en la resistencia de la compresión de la amalgama.



Efecto de la trituración. En la siguiente figura está representada la relación entre el tiempo de trituración y la resistencia de la amalgama. Aunque la resistencia a la tracción fue medida en forma apropiada, se hubieran obtenido los mejores efectos de haber sido ensayada la resistencia a la compresión. La resistencia a la tracción es mucho menor a los 10 segundos que a los 30 segundos. La resistencia va aumentando y finalmente se estabiliza alrededor de 40 segundos de trituración. En las condiciones experimentales empleadas. (En estos ensayos se utilizó el amalgamador mecánico de baja velocidad. Muchos de los amalgamadores actuales de alta velocidad promueven trituración óptima en tiempos mucho menores.)

Efecto en el tiempo de trituración en la resistencia a la tracción de una amalgama de zinc-aluminio. Se realizó el ensayo de compresión diametral. Las mezclas fueron hechas en un amalgamador mecánico, con pistilo en la cápsula y sin el.

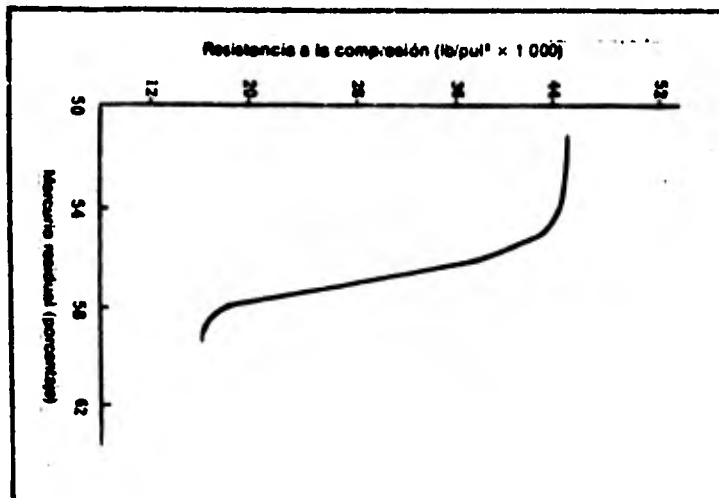


Es evidente que después de cierto periodo mínimo, la prosecución de la trituración no ejerce efecto marcado en la resistencia a la tracción. El peligro reside en la trituración insuficiente que debilita la restauración.

#### Efecto del contenido de mercurio.

Un factor muy importante en la regulación de la resistencia es el contenido de mercurio de la restauración. Hay que incorporar a la aleación la suficiente cantidad de mercurio para cubrir las partículas de la aleación y permitir una amalgamación completa. Cada partícula de la aleación debe ser mojada por el mercurio, si no, se obtiene una masa granulada y seca. Esta mezcla deja una superficie rugosa y picada que invita a la corrosión. Sin embargo, todo exceso de mercurio que quede en la mezcla o en la restauración dará a la amalgama un índice más bajo de resistencia.

En la siguiente figura observamos el efecto del contenido de mercurio en la resistencia a la compresión de una amalgama hecha con aleación del tipo de limadura. Cuando el contenido de mercurio está entre los 45 y 53% no produce efecto importante en la resistencia de la amalgama. Cuando el contenido de mercurio supera el 55% la resistencia decrece notablemente a medida que aumenta el contenido de mercurio. Con 59% de mercurio la resistencia a la compresión desciende a 1250 Kgr/cm cuadrado a partir de la resistencia máxima de más de 2800 Kgr/cm cuadrado correspondiente a 54% de contenido de mercurio.



Resistencia a la compresión de una amalgama, en función del contenido de mercurio.

Los datos de la figura anterior no indican la relación de la resistencia a la compresión y el contenido de mercurio por debajo de valores cercanos a 51%. Se comprobó que con contenido de mercurio de 40% o menor, la resistencia a la compresión aumenta considerablemente. Pero es difícil alcanzar niveles tan bajos del contenido de mercurio con las técnicas comunes. Además, el efecto más marcado del mercurio en la resistencia se produce a niveles superiores a 55%.

Se ha comprobado las mismas relaciones entre el contenido de mercurio y las otras propiedades de resistencia. Además de la resistencia a la compresión, la resistencia a la tracción y transversal decrece rápidamente cuando el mercurio excede de 54 o 55%. La similitud de la influencia del mercurio en estas tres propiedades sugiere una resistencia a la fractura relacionada con porcentajes específicos de mercurio y común a todos los tipos de fuerzas ejercidas. Así, la mayoría, si no todas, las propiedades de resistencia se hallan influidas por la cantidad de mercurio que queda en la restauración.

**Efecto de la condensación.** La presión de condensación, así como la técnica, -- afectan al resultado final de la resistencia. Cuando se emplean técnicas típicas de condensación y amalgamas de limaduras, a mayor presión de condensación, mayor es la resistencia a la compresión. En particular, la resistencia inicial, es decir, a la hora, recibe la influencia de la presión de condensación. Las buenas técnicas de condensación aumentan la proporción de la aleación original o núcleo a expensas de la cantidad de matriz formada.

No hay muchos datos sobre que la resistencia de la amalgama está relacionada con la resistencia de unión del núcleo (fase Y) y la matriz (Y1 más Y2). Además, como se dijo antes, la fase de la matriz es más débil que la fase Y. Dicho de otro modo, una estructura compuesta se compone de un núcleo, que es relativamente resistente, unido a una matriz débil. Se desprende, pues, que cuanto mayor es la cantidad de limaduras residuales presentes con la menor cantidad de aglutinador o matriz, más resistente es la estructura. Sobre esta base, el mercurio contenido en la amalgama se convierte en el factor dominante independientemente de la técnica utilizada. Damos por supuesto, obviamente, que la aleación para amalgama cumple los requisitos de la Asociación Dental Americana.

**Porosidad.** Se pensó que la porosidad inherente a la microestructura de la amalgama fuera un posible factor de importante función en la resistencia a la compresión de la amalgama endurecida. Con posterioridad se comprobó que el aumento de la porosidad en un 1 por 100 reduce la resistencia a la compresión 10 veces más que el aumento de 1 por 100 del contenido final de mercurio, por lo menos a ciertos niveles de mercurio.

Estos datos sugieren que la porosidad es tan importante como el contenido final del mercurio en la regulación de la resistencia de la amalgama. Se considera que esta porosidad guarda relación con una serie de factores incluyendo la "Plasticidad", de la mezcla. La plasticidad de las mezclas de amalgamas decrece a medida que transcurre el tiempo, desde el final de la trituración y condensación, y con la trituración insuficiente, se podría establecer de antemano que, en estas condiciones, la porosidad sería mayor, y la resistencia menor.

En párrafos anteriores señalamos que el contenido de mercurio final y la resistencia a la compresión de la amalgama eran muy influidos por la presión de condensación, es decir, que a mayor presión, menor es el contenido final de mercurio y mayor la resistencia. Además la presión más intensa reduce espacios y mejora la adaptación a la cavidad, como se ilustra en la figura siguiente.



Microfotografías de bordes (márgenes cavo-superficiales) de muestras de amalgamas condensadas con una presión de un libro sobre el condensador. A, B, dos libras. C, ocho libras. Hay menor porosidad y mayor adaptación al molde a medida que aumenta la presión de condensación.

Al ejercer sobre el condensador una presión de una libra había mayor cantidad de -- espacios y la adaptación era peor. Mientras que se obtuvieron mejores resultados al aplicar una presión de 8 libras.

Presiones bajas la condensación, junto con mezclas secas y tiempo excesivo de la mezcla dan lugares a niveles de porosidad que ascienden a 30 % en volumen.

Como se ha dicho la influencia de presión de condensación en el contenido de mercurio, la porosidad y resistencia es menos significativa cuando se usan aleaciones esféricas.

**Régimen de endurecimiento.** El régimen de endurecimiento reviste consideraciones y puntos de interés para el odontólogo. El paciente suele ser despedido del sillón dental a los 20 minutos de haber sido realizada la trituration de la amalgama, y la interrogante, de que si la amalgama ha adquirido suficiente resistencia para funcionar es vital. Es probable que un elevado porcentaje de amalgamas que se fracturan lo hagan a poco de su inserción. En algunas bocas pueden no ser evidentes las manifestaciones clínicas, pero la fisura inicial puede producirse dentro de las primeras horas.

La amalgama no adquiere resistencia con la rapidez que hubiera convenido. Al final de 20 minutos, por ejemplo, las resistencias a la compresión es de sólo 6% de su resistencia al final de su primera semana. Un buen índice del régimen de endurecimiento es el ensayo de la resistencia a la tracción diametral de la especificación núm. 1 de la Asociación Dental Americana. El ensayo se realiza sobre muestras de sólo 15 minutos de antigüedad y estipula una resistencia mínima de 20 Kg/cm cuadrado.

En todos los casos, la resistencia inicial de la restauración de amalgama es baja y hay que advertir al paciente que no se someta a fuerzas excesivas masticando sobre la restauración, hasta por lo menos 8 horas después de realizada, en cuyo momento la amalgama alcanza de 70 a 90 por 100 de resistencia máxima. La recomendación de hacer dieta líquida en la siguiente comida es una precaución prudente. Cuando se realiza la técnica de condensación común, la magnitud de la resistencia inicial es afectada por la forma y el tamaño de las partículas de la aleación. Las aleaciones de grano fino, por ejemplo, aumentan la resistencia inicial, como también las aleaciones esféricas.

Es interesante subrayar que hasta el final de los 6 meses, la resistencia de las amalgamas sigue en leve aumento. El cambio de la dureza superficial presenta una relación similar con el envejecimiento de la amalgama. Estas observaciones indican que las reacciones entre el mercurio y las aleaciones continúan indefinidamente. Es dudoso que alguna vez se establezca entre ellos un estado de equilibrio.

El régimen de endurecimiento o fregado es importante para poder evaluar el momento en que hay que retirar la matriz de retención o para poder determinar el momento en el que el operador puede tallar sin peligro la restauración.

#### Escurrecimiento y corrimiento.

Se recordará que cuando un metal se halla bajo una carga, inmediatamente experimenta una deformación plástica y después experimenta modificaciones plásticas en su estructura interna. Así, cuando se coloca una amalgama bajo una carga estática, presenta esta deformación muy por debajo de su límite proporcional.

Para valorar estas características, se somete a un cilindro de amalgama de 4 mm de diámetro y 8 mm de longitud a una determinada carga durante cierto tiempo, digamos 3 horas después de la trituration. La disminución por centual después de las 21 horas siguientes en lo que respecta a la longitud, se denomina escurrecimiento. Según los requisitos de la especificación núm. 1 de la Asociación Dental Americana, el escurrecimiento no debe exceder del 3% en las condiciones de ensayo especificadas.

Si por ejemplo, se ensaya en un cilindro similar de aleación de oro de la misma manera el metal se escurre durante un tiempo corto (según sea las condiciones de ensayo), después de lo cual se produce ya deformación. Además en este caso la carga aplicada necesaria --

mente se acerca al límite proporcional de la aleación. Además, en este caso la carga aplicada en el oro o lo excede. La razón de falta de escurrimiento de este caso, por supuesto, que la aleación de oro endurece por deformación en el periodo en que el escurrimiento cesa.

Al contrario de lo que ocurre con la aleación de oro, la amalgama sigue deformándose bajo una carga estática; por ello, se puede suponer que las amalgamas no endurecen por deformación, porque su régimen de deformación bajo una carga estática es menor que el de un metal como el estaño, que no endurece por deformación a la temperatura ambiente.

Como se deduce de la teoría de la relajación, a mayor temperatura, mayor es el régimen de escurrimiento. En las condiciones de ensayo empleadas, por ejemplo, se observó que en un periodo de 24 horas el escurrimiento de una amalgama a la temperatura corporal es aproximadamente el doble que a la temperatura ambiente. El tiempo de trituración influye poco en el escurrimiento, siempre que los otros factores permanezcan constantes, pero el efecto de aumento de presión en la condensación se manifiesta en la disminución del escurrimiento. Sin embargo, se han ejercido presiones de condensación que exceden, con mucho de las odontológicas, el escurrimiento nunca desaparece del todo. Si bien la eliminación del mercurio reduce considerablemente el escurrimiento, una de las fases del escurrimiento de la amalgama no endurece por deformación a temperaturas normales, y la amalgama continúa escurriéndose bajo una carga constante. La prueba del laboratorio para el escurrimiento es estática, pero por lo general se considera que las restauraciones que tienen alto valor de escurrimiento son propensas a presentar fallas, tales como puntos de contacto aplanados, márgenes desbordantes, o incluso una protrusión de las superficies proximales en restauraciones de dos y tres superficies.

Sin duda, sin embargo, de que el escurrimiento constituya un verdadero escurrimiento como para ser considerado como problema clínico. Observaciones de restauraciones de amalgamas con valores de escurrimiento de hasta un 10 por 100 no han revelado manifestaciones de escurrimiento incluso funcionando en oclusiones muy traumáticas. Por ello, seguimos ignorando la importancia clínica de esta propiedad. Parecería que, salvo prueba contraria, el valor principal de este ensayo de escurrimiento es que proporciona una manera satisfactoria y conveniente de evaluar las propiedades generales de resistencia de restauración de amalgama.

Quizá corresponda más ocuparnos de la característica del corrimiento. El escurrimiento se relaciona con la deformación, bajo carga estática, antes de que el material haya endurecido por completo. El corrimiento se refiere a la deformación en función del tiempo producida por una fuerza, en un sólido completamente fraguado. Es así que el corrimiento puede ser una propiedad más significativa para describir la deformación de la restauración clínica, por lo general las fuerzas de la masticación actúan después del total endurecimiento de la amalgama.

Se ha estudiado tanto el corrimiento estático como el dinámico de la amalgama. En este ensayo se aplica una fuerza a muestras de una semana de antigüedad, en contra posición con las muestras de tres horas que se utilizan en el ensayo de escurrimiento recién descrito.

Para medir el corrimiento dinámico se utiliza un aparato de ensayo de fatiga que ejerce una fuerza fluctuante a un determinado régimen. También se ha demostrado que es posible efectuar el corrimiento dinámico de la amalgama modificando un ensayo corriente de la resistencia a la compresión, utilizando un régimen de carga muy lento, 0.001 pulgada por minuto (en lugar del régimen corriente de 0.05 pulgada por minuto).

El corrimiento dinámico de las aleaciones comerciales oscila entre el 1 y el 8 por 100 incluso para aleaciones que cumplen los requisitos de escurrimiento de la Asociación Dental Americana. Asimismo, parece que el corrimiento mecánico de un determinado sistema de aleación recibe la influencia de muchos parámetros de manipulación que afectan a otras propiedades mecánicas de la amalgama. Así, por ejemplo, el corrimiento de una amalgama que tiene un contenido de mercurio de 53% es una vez y media mayor que el corrimiento de una amalgama que el contenido final de mercurio es de 48 por 100.

Se hicieron restauraciones de aleaciones de amalgama con diferentes valores de escurrimiento y se estudió su comportamiento clínico. Se comprobó que cuanto menor era el escurrimiento de la amalgama, tanto mejor era la integridad marginal, además, los valores del escurrimiento dinámico de la amalgama probaron indicar la fractura marginal mejor que ninguna otra propiedad física.

En la siguiente figura, vemos ejemplos representativos de restauraciones de 4 años de antigüedad. La restauración de la figura (A) fue hecha de una amalgama cuyo escurrimiento dinámico era menor del 1 por 100, mientras que el escurrimiento de la amalgama de la figura (B) era del 8 por 100. Es obvio que la falla marginal es decididamente mayor en la amalgama de alto escurrimiento.

Además del escurrimiento hay otros factores que intervienen en el complejo mecanismo del deterioro marginal de la restauración de amalgama, como explicaremos en el capítulo que sigue. Con el tiempo se podrá saber si es otro el factor responsable y que esta propiedad reológica simplemente se correlaciona con él. Así, aunque el escurrimiento puede no ser la causa principal de tal falla, el ensayo es útil para seleccionar las características de comportamiento clínico de las aleaciones.

Restauraciones de amalgama de 4 años de antigüedad. (A), amalgama de una aleación con escurrimiento dinámico mínimo. (B) restauración de una amalgama de aleación con alto valor de escurrimiento.



Consideraciones Técnicas.

La aleación para amalgama dental bien manipulada permite la obtención de restauraciones satisfactorias en todos sentidos. Si la restauración es defectuosa, en la gran mayoría de los casos la falla proviene del operador y no del material. Como se ha establecido antes, o la cavidad fue mal diseñada o no se trabajó apropiadamente la amalgama.

Elección y proporción de la aleación y el mercurio.

**Elección.** Hay un solo requisito para el mercurio dental, y es que sea puro. Los elementos contaminantes comunes, tales como el arsénico, pueden originar lesiones pulpares. Además, la falta de pureza afecta adversamente las propiedades físicas de la amalgama. Desafortunadamente, términos tales como "Puro" "Redestilado" o "Tridestilado" no indican la calidad química del mercurio. La designación U.S.P. (Farmacopea de los Estados Unidos de Norteamérica) escrita sobre la etiqueta del frasco del mercurio en cuestión asegura a ciencia cierta una pureza satisfactoria. Esta designación asegura que el mercurio no tiene una contaminación superficial y que contiene menos del 0.02% de residuo no volátil. Este requisito se halla incluido en la especificación núm. 6 de la Asociación Dental Americana referente al mercurio dental. Por lo tanto, la elección de un mercurio que lleva la certificación de cumplir con este requisito asegura la necesaria pureza.

Del mismo modo, el principal criterio en la elección de la aleación es asegurarse que cumpla los requisitos exigidos por la especificación núm. 1 para aleaciones de amalgama, de la Asociación Dental Americana. Como se dijo, en el comercio se consiguen determinadas marcas de aleación, en polvo o en tabletas, aunque se detectan algunas diferencias sutiles en las características de manipulación, cualquiera de estas formas es satisfactoria.

La elección del tamaño de la partícula y la consistencia o lixura de la mezcla es una cuestión de preferencias personales. Las aleaciones de partículas grandes se han dejado de usar porque se tallan mal y su endurecimiento es lento. Ahora están en boga las aleaciones de "Corte fino" o "Microcorte". Si bien las aleaciones de microcorte tienen un fraguado más rápido y se tallan mejor, tienen menor plasticidad en una determinada relación mercurio-aleación. Ello se debe a su gran superficie, que requiere mayor proporción de partículas para mojar las partículas. Como necesitan más mercurio en la mezcla original tienen un elevado contenido final de mercurio si no se realizan procedimientos óptimos de condensación.

Las amalgamas hechas de diversas aleaciones también presentan diferencias considerables en la velocidad de endurecimiento. Desde este punto de vista, el Odontólogo debe elegir la aleación que mejor se ajuste a su ritmo individual de trabajo y a la técnica específica que utiliza.

**Proporción.** La cantidad de aleación y mercurio que se ha de utilizar es la relación aleación mercurio. Cualquiera de las dos denominaciones es correcta, y expresa las partes por peso de aleación y mercurio que se utilizarán para la técnica particular que se realice. Una relación aleación mercurio de 5/8, por ejemplo, indican que se usarán 5 partes de aleación por 8 partes de mercurio por peso. Si se emplea la aleación recíproca de 8/5 la designación es la misma, excepto que se especifica el mercurio con relación a la aleación. Algunas veces, la relación mercurio aleación es expresada como un cociente, como lo era la relación N/P, para el yeso.



En el siguiente cuadro, figuran ambas relaciones junto con el cociente de la relación mercurio-aleación, así como el porcentaje contenido de mercurio en la mezcla correspondiente a cada una de las relaciones.

Es necesario consultar las instrucciones del fabricante para usar la relación adecuada con cada aleación particular. La relación varía para las diferentes composiciones de las aleaciones, el tamaño de la partícula y los tratamientos térmicos. Así mismo, la técnica específica de manipulación y condensación preferida por el operador influye en la relación mercurio-aleación elegida. Antes de que se popularizaran las aleaciones de partículas finas, la relación mercurio-aleación usada con mayor frecuencia era la de 8/5. Ahora, se prefieren relaciones de 6/5 o de 1 a 1. Las aleaciones esféricas necesitan aún menos mercurio. El uso de las relaciones inferiores lleva el nombre de técnica de mercurio mínimo, que se estudiará más adelante.

El odontólogo dispone de una gran variedad de dispensadores o de proporcionadores de aleación y mercurio. Los hay de dos tipos. El más común es el dispensador que se basa en la proporción volumétrica; el otro tipo se basa en la medición por peso.

#### Métodos de designación de las relaciones de aleación y mercurio.

Relación aleación Hg	Relación Hg/aleación	Cociente	Porcentaje Hg
7:1	1:7	0.8	44.4
5:3	3:5	1.0	50.0
3:1	1:3	1.2	54.5
1:1	1:1	1.4	58.3

La mayoría de los dispensadores son bastante precisos, y se puede confiar en ellos si se les maneja correctamente. Los más objetables son los aparatos que miden por volumen, en los cuales la aleación se adhiere a las paredes y ángulos del recipiente. Asimismo, aquí es válida la objeción de la medición del material en polvo por volumen.

Como se explicó al hablar del peso piedra dental, el polvo tiende a compactarse en el envase; por ello, el peso difiere de una medición a otra. Además, la medición volumétrica de un determinado peso de aleación depende del tamaño de las partículas de dicha aleación; partículas de mayor tamaño requieren un volumen mayor que las de menor tamaño para obtener igual peso. Por consiguiente, hay que establecer el volumen de un dispensador para una determinada aleación, y no usarlo para ninguna otra marca.

Como se dijo antes, es probable que la manera más correcta de medir la relación mercurio-aleación es empujando tabletas de aleación pre prensada. Las tabletas individuales de cada frasco son de peso bastante uniforme, siempre que se tenga la precaución de manipularlas con cuidado para no quebrarlas. Así, pues, todo lo que se requiere cuando usamos tabletas pre prensadas de un peso más o menos uniforme es un dispensador para ese tipo de amalgama. Dado que el mercurio es un líquido, se puede medir por volumen sin que se registre una pérdida apreciable de precisión. Con varios dispensadores de mercurio comerciales se alcanzan desviaciones estándares de sólo más o menos 0.5 por 100 en peso de mercurio.

Sin embargo, aunque el diseño de los dispensadores de mercurio sea tan bueno como para tratar de alcanzar cantidades siempre uniformes o iguales de mercurio, hay que tomar ciertas precauciones al usarlos. Para asegurar la salida de cantidades regulares de mercurio, se deberá mantener el dispensador en posición casi vertical. Al inclinar el frasco a 45 grados, no es seguro que la relación mercurio-aleación sea siempre exacta. El dispensador, cuando se utilice, debe estar lleno por lo menos hasta la mitad. Si el dispensador vacía, o está lleno hasta la cuarta parte, o todavía menos el peso del mercurio dispensado también variará. Finalmente el uso del mercurio sucio, favorece la retención de sustancias contaminantes en el orificio de algunos dispositivos e impide la libre salida de él.

Si no controlamos estas variables, las variaciones de las cantidades en las sales — de mercurio varían entre tres y cuatro por ciento (3 y 4 por 100), en algunos casos — relaciones bajas de mercurio aleación, las variaciones de tal magnitud son resultado — de una mezcla inerte.

Si los dispensadores para aleación y para mercurio no son de la misma marca, las instrucciones para el uso del dispensador no indican las correcciones apropiadas para obtener la relación mercurio aleación adecuada para esa aleación particular. Hay que — mezclar una tableta v. gr., en una balanza farmacéutica y calcular después la cantidad de mercurio requerida para esa aleación. A continuación se dispensa la cantidad de mercurio — que hemos calculado, y de igual manera se determina el ajuste necesario del dispensador. — Sin embargo muchos veces el fabricante dará el ajuste para otras aleaciones.

Ahora hay cápsulas desechables para usar con amalgamadores mecánicos; contienen una — cantidad precisa de mercurio, y por lo general, una tableta de aleación. En la siguiente figura se ve uno de los productos comerciales basados en este concepto.

Un tipo de aleación y de mercurio proporcionados en una cápsula desechable. El mercurio se halla en la parte superior de la cámara y entra en la parte de la cápsula al girar la cabeza; estas cápsulas se usan con amalgamadores mecánicos.



Aunque más caro, este material es conveniente y práctico. La mayoría de los productos de mercurio y aleación proporcionados anteriormente tienen una exactitud aceptable de una cápsula a otra. Pero, si al operador no le satisface la relación mercurio-aleación específica determinada por el fabricante, no hay oportunidad de hacer pequeñas modificaciones para obtener mezclas más secas o más húmedas.

De todas maneras, hay que medir la cantidad de mercurio y aleación antes de comenzar la trituración. La adición de mercurio después de la trituración produce una amalgama sin resistencia y expuesta a la corrosión.

Aunque no tan importante como algunos otros factores, la relación mercurio-aleación es una de las variables que ayuda a regular el contenido final de mercurio de la restauración, y por esa vía, sus propiedades físicas y características de manipulación.

### Trituración.

Tradicionalmente, se ha machucado o triturado la aleación y el mercurio con un mortero y un pistilo, pero ahora se ha generalizado el uso de amalgamadores mecánicos. Independientemente de la técnica usada, la finalidad de la trituración es la de obtener la amalgamación del mercurio con la aleación; las partículas de la aleación están cubiertas de una película de óxido que dificulta la penetración del mercurio. De alguna manera hay que eliminar esa película, para que la superficie limpia de la partícula de aleación entre en contacto con el mercurio. Este procedimiento se logra cuando se trituran las partículas de la aleación y el mercurio o cuando la superficie de las partículas es desgasada durante la amalgamación mecánica.

## Trituración mecánica.

Hay varios analgomas mecánicos, los de los cuales se ven en la siguiente figura.

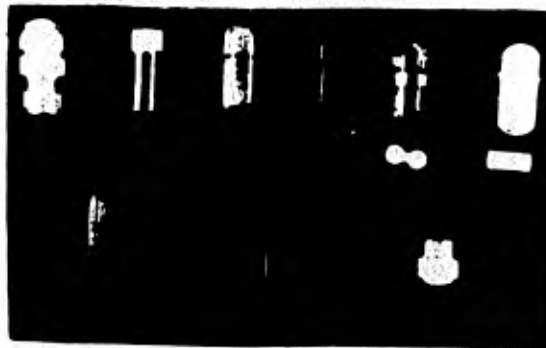


Dos tipos de amalgamos mecánicos.

El principio de trabajo de ambos es el mismo. En la parte superior de cada aparato hay una cápsula sostenida por brujos, que hace las veces de "Montero". Dentro de la cápsula, y de menor diámetro que ella, hay un pequeño pistón cilíndrico de metal o plástico, que funciona como mano.

Hay gran variedad de combinaciones de cápsula y mano, como podemos ver en la siguiente figura.

Cápsulas de diversas clases y manos también de diversas clases para usar en amalgamos mecánicos.



Observe que el tamaño y las formas de manos son diversos. A veces, la cabeza se ajusta por fricción a la cápsula. Sin embargo, se afloja con el uso. En este caso, sale una fina lluvia de mercurio durante la trituración. Esta pérdida de mercurio altera la relación aleación-mercurio conveniente. Y, lo que es más importante, produce un aerosol de minúsculas gotitas de mercurio, creando el riesgo potencial de inhalación de vapor de mercurio por parte del personal que usa el analgoma. Por ello se prefiere una cápsula que tenga una cabeza a rosca, para evitar los peligros de la salida de mercurio.

Es importante que los diámetros y la longitud de la mano sean considerablemente menores que las dimensiones de la cápsula. Si la mano fuera demasiado larga, la mezcla puede que no sea homogénea. Si se usa aleación en tabletas, esta puede acunarse entre la mano y la cápsula, y puede que no sea completamente disgregada durante la amalgamación.

En la siguiente figura se ilustra la correcta relación de tamaño entre la cápsula y la mano. Por lo general es preferible que esta sea relativamente pesada, para que realice una trituración completa, en particular si se utilizan tabletas.



Cápsula y mano satisfactorios en diámetro y longitud de la mano en relación con las dimensiones de la cápsula.

Aunque en casos aislados (v.gr., con amalgamadores de velocidad muy alta) se consigue una trituración completa sin la mano, es mejor usarla. Sabemos que la resistencia de la amalgama triturada con mano de mortero es mayor que la de las mezclas hechas sin ella.

Es práctica común en muchos consultorios que al comienzo del día la ayudante cargue 4 o 5 cápsulas con la cantidad indicada de la aleación y mercurio para hacer rápidamente la mezcla cada vez que se necesite la amalgama. Este es un procedimiento aceptable cuando se usa aleación en linaduras. La capa de óxido que cubre la superficie de las partículas impide la reacción entre la aleación y el mercurio. Pero no se recomienda este procedimiento cuando se utilizan tabletas. Las tabletas endurecidas por tensión reaccionan con rapidez con el mercurio, afectando el tiempo de endurecimiento y las características de manipulación de la amalgama.

Con la mano se colocan las cantidades adecuadas de la aleación y mercurio. Se fija el marcador de tiempo, que se ve en el frente del aparato, en el tiempo correspondiente a la trituración, y esta se realiza automáticamente mediante la rápida vibración de la cápsula.

No nos es posible dar pautas para dar los tiempos exactos de mezclado, debido a la gran variedad de amalgamadores, que difieren en velocidad, tipo de vibración, diseño de la cápsula, etc. Algunos aparatos de alta velocidad de unas 3,000 rpm, requieren 20 segs para realizar la trituración completa. Los amalgamadores de velocidad ultra alta, que trabajan de 4,000 a 4,400 rpm, solo necesitan de 7 a 8 segs para llevar a cabo la trituración. Las aleaciones esféricas requieren menos tiempo de amalgamación que las aleaciones comunes.

El factor más importante, que debe decidir el operador para las condiciones en que trabaja, es conseguir la adecuada consistencia de la mezcla independientemente del tiempo consumido. Estudiaremos luego cual es esa mezcla satisfactoria.

Después de la trituración en el amalgamador mecánico, la mezcla de la amalgama debe estar tibia. Esto no afectará a las propiedades físicas de la amalgama, aunque es posible que reduzca notablemente el tiempo de trabajo, pero esto no quiere decir que sea algo adverso, sino que, es una cuestión que no se puede evitar y que el odontólogo debe tomar en cuenta.

El uso del amalgamador mecánico influye poco o nada en la resistencia final y el escurrimiento de la amalgama, comparado con la trituración manual bien hecha, aunque tiende a elevar la contracción característica de la amalgama. En compensación, la amalgamación mecánica proporciona una mejor normalización y una técnica más eficiente para preparar la mezcla con rapidez.

*Trituración con mortero a mano.* Aunque constituyó una técnica corriente durante muchos años, el uso del mortero y la mano introduce variables en la trituración, variables que dificultan al operario la obtención de resultados constantes. Así, por ejemplo, la aspereza superficial del mortero y la mano cambian con el uso. Asimismo, el factor humano interviene tanto en la realización satisfactoria de la trituración, que sus variaciones diarias producen ciertas diferencias en la consistencia de la mezcla y en sus propiedades físicas de la mezcla. Sin embargo es posible regular estas variables mediante la selección de morteros y manos en forma apropiada, el mantenimiento de la superficie adecuada del mortero y la mano, y el uso de un tipo de trituración sistemática y regular.

Se venden morteros y manos de muchas formas. Cualquiera que sea la forma del mortero la superficie activa del mortero debe adaptarse. A veces, es necesario devolver la aspereza a la superficie desgastándola con una pasta de carburo.

En todos los casos todas las partículas de aleación deben quedar incluidas en la trituración. Si inadvertidamente se dejan partículas sin desgastar o amalgamar o parcialmente amalgamadas, se obtiene una amalgama con poca resistencia al deslustrado y la corrosión. Solo se consigue una trituración y una amalgamación satisfactoria si trituramos uniformemente toda la aleación y todo el mercurio.

*Consistencia de la mezcla.* Es evidente, pues, que la condición de una buena combinación entre la aleación y el mercurio es una de las condiciones más importantes, sea la trituración manual o mecánica. Es en este periodo cuando se determina en gran medida la composición final de la amalgama, que a su vez determina las propiedades físicas.

Si se usan siempre las mismas proporciones en peso de aleación y de amalgama es posible la obtención de una mezcla satisfactoria, regulando el tiempo de trituración, independientemente de si se tritura a mano o a máquina.

Por lo común, el odontólogo mide la cantidad (No la proporción) de la aleación y mercurio de acuerdo con el tamaño de la cavidad tallada. Por lo tanto, hay que variar el tiempo de trituración en armonía con el tamaño de la mezcla. Naturalmente cuando mayor es la mezcla, más prolongado deberá ser el tiempo requerido para la trituración.

Por medio de la mezcla es factible determinar con bastante exactitud cuál ha sido la trituración. La trituración de la mezcla algo granulada de la siguiente figura, por ejemplo, fue insuficiente.

Mezcla de amalgama poco triturada, esta mezcla tiene baja resistencia y se corroe con facilidad.



No solo la restauración de amalgama hecha de esta mezcla será débil, sino que la superficie rugosa que deja el tallado de la amalgama granular, reducirá la resistencia al desmoronamiento y la pigmentación. Además, al usar estas claves de recclus aumentan las fracturas de tipo marginal.

Por lo contrario, si se hace una trituración que nos deje como resultado una mezcla de aspecto como el que se ilustra en la siguiente figura, la resistencia será máxima y las superficies talladas raras conservarán su forma una vez listadas. Con experiencia, se reconoce la consistencia apropiada y se puede regular el tiempo de reccluso para conseguir ese aspecto.

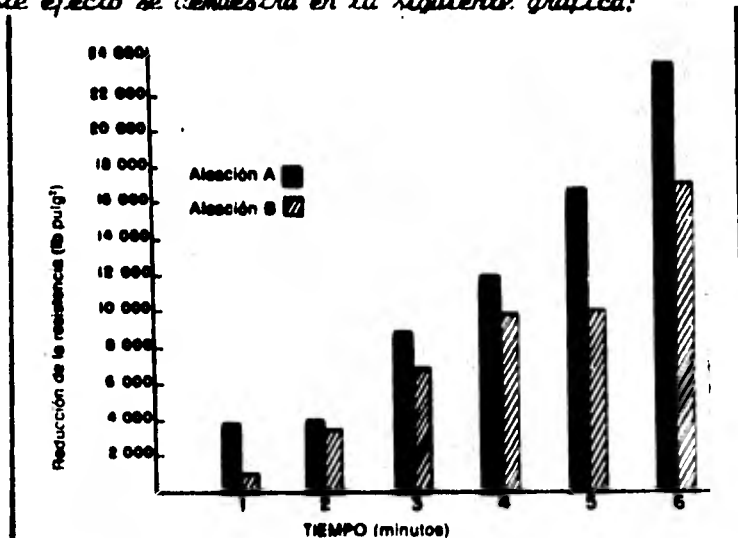


Amalgama bien triturada que tiene las propiedades óptimas.

### Condensación.

Una vez hecha la mezcla no hay que dejar mucho tiempo la amalgama sin condensarla -- en la cavidad tallada. Hay que descartar toda amalgama que tenga más de tres minutos y medio de haberse hecho y debe emplearse otra nueva. Así, a veces, se necesitan varias mezclas para una restauración grande. Este efecto se demuestra en la siguiente gráfica:

Efecto del tiempo transcurrido entre la trituración y la condensación en la amalgama endurecida. A mayor tiempo transcurrido, menor resistencia.



Como se observa, cuanto mayor es el tiempo que transcurre entre la trituración y la condensación, mayor es la pérdida de resistencia. La reducción de la resistencia se debe a la formación de fases Y1 y Y2. Durante la sucesiva condensación, se van rompiendo los cristales de Y1 y Y2 y la matriz de un sí debilitada se debilita aún más. En otras palabras, el efecto final es análogo al resultado de una trituración excesiva. Otra razón de la disminución de la resistencia, es la reducción de plasticidad de la amalgama con el tiempo.

La técnica de la humedad creciente, realizada como lo acabamos de describir, da como resultado restauraciones de amalgama aceptables. No obstante, el uso mínimo de mercurio en la relación original es un procedimiento más uniforme, pues elimina la necesidad de recurrir al niso para exprimir. Como el contenido de mercurio de la mezcla original suele ser inferior al nivel mínimo crítico de 54 o 55 por 100, no es necesario eliminar mercurio de las porciones que se agregan, antes de llevarlas a la cavidad.

Si usamos aleaciones de manera mínima, es decir, mínimas en lo que se refiere mercurio-aleación, la proporción exacta de estos dos elementos es de suma importancia. Como la mezcla por sí misma tiende a ser algo seca, es absolutamente necesario y esencial hacer una trituración minuciosa para conseguir la consistencia adecuada de trabajo y las correspondientes propiedades físicas óptimas.

En la condensación, uno de los factores es el tamaño de los niveles de proporción de la mezcla aleación-mercurio que se lleva a la cavidad tallada. Cuanto mayor es la porción, más difícil resulta eliminar el mercurio de ella durante la condensación. Las porciones pequeñas, es decir, de tres a cinco milímetros, también reducen la formación de los huecos y mejoran la adaptación de la amalgama a la cavidad. Por esta razón, al condensar, debemos tomar porciones relativamente pequeñas de amalgama.

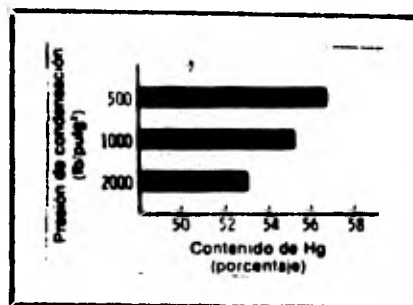
Por lo común, el instrumento de condensación está contraangulado hacia su extremo activo, y la punta activa suele ser mayor que la de los condensadores usados para orificar.

La porción de amalgama se condensa, pues, en la cavidad tallada forzando la punta del condensador hacia la masa, bajo presión manual. Por lo general se comienza la condensación en el centro, y después debe desplazarse hacia la punta del condensador hacia las paredes del diente, que se encuentra tallado. De inmediato se elimina todo exceso de mercurio o de amalgama blanda que hubiere aflorado a la superficie. Una vez condensado a fondo el primer trozo de amalgama, se quita el mercurio de la segunda porción para exprimir, y se repite el proceso. De este modo se va llenando la cavidad hasta sobreobturarla.

De la cavidad sobreobturada se puede extraer más mercurio de las capas superiores por condensación de la amalgama, a la cual se ha quitado todo el mercurio posible. Esta amalgama "muy seca" no debe ser dejada permanentemente en la restauración, debido a que carece de cohesión, carencia originada por la deficiencia de mercurio.

Como se señaló antes, uno de los objetivos de la condensación es eliminar los excedentes de mercurio de la amalgama. En la siguiente figura está representada el efecto de la presión de condensación en el contenido de mercurio de la restauración. Cuanto mayor es la presión de condensación para una determinada relación de mercurio-aleación, mayor es la cantidad de mercurio eliminada durante la condensación. En consecuencia, la técnica de aplicación de presión merece especial consideración.

Influencia de tres presiones de condensación, con relación mercurio-aleación constante, en el contenido de mercurio en la amalgama.



**Presión de condensación.** La superficie de la punta condensadora determina la presión de condensación ejercida por el operador. Las preferencias de los operadores respecto a la forma y el tamaño de la punta condensadora difieren. Una punta demasiado pequeña hace huecos en la amalgama. Por otro lado, los condensadores de puntas demasiado grandes no permiten la condensación adecuada del material en las zonas retentivas y al operador no puede ejercer suficiente presión manual para conseguir la adecuada presión condensadora con una punta mayor de 2 milímetros.

Hay una diferencia entre la fuerza ejercida por el operador y su eficiencia de condensación en función de su presión. Una presión de 4.5 Kgr por ejemplo, sobre una punta circular del condensador de aproximadamente 2mm de diámetro produce una presión de condensación de 140 Kgr/cm cuadrado. En otras palabras, la presión es invariablemente proporcional al cuadrado del diámetro de la punta del condensador. Un ejemplo de punta condensadora grande es una superficie equivalente a un círculo de 3.5 mm de diámetro. Una fuerza de 4.5 Kgr / cm cuadrado, sobre esa punta produce solamente una presión de sólo 47 Kgr / cm cuadrado. Es evidente que, la punta condensadora de menor tamaño es más eficaz, siempre que no penetre más en la masa de lo estrictamente necesario.

La forma de la punta condensadora debe adaptarse a la zona en que se está condensando el material. Una punta condensadora redonda, por ejemplo, no es eficaz cerca de un ángulo de la cavidad; en esta zona lo indicado, es usar una punta triangular o cuadrada. Para que la condensación sea satisfactoria, se fabrican puntas de diversas formas.

Si se ha recomendado una presión de 0.8 Kgr / cm cuadrado, de empuje sobre el condensador de amalgama, es dudoso que el operador pueda ejercer fuerzas de esa magnitud.

Se midieron las fuerzas ejercidas por 30 operadores mediante dinamómetros conectados a los condensadores de amalgama. Raras veces se registraron fuerzas superiores a 2.7 Kgr aunque a veces se observaron fuerzas de sólo 0.45 Kgr. Por lo general, las fuerzas de condensación comprendidas entre 1.4 y 1.8 Kgr constituyen una estimación razonable de la fuerza empleada promedio. Ciertamente, y para asegurar el mínimo de mercurio y la máxima resistencia, la fuerza de condensación debe ser la mayor posible, compatible, por supuesto, con el bienestar del paciente.

Como se explicó con anterioridad, una de las ventajas de las aleaciones "Esféricas" para amalgama es que sus propias artes de resistencia son menos sensibles a la presión de condensación. En realidad, muchas de las aleaciones esféricas tienen poco cuerpo y por ello, ofrecen sólo una resistencia leve a la fuerza de condensación. La condensación se convierte entonces en maniobras destinadas a obtener buena adaptación y densidad, y no la eliminación del mercurio. Al condensar estas aleaciones se usará el condensador de mayor tamaño posible compatible con la geometría de la cavidad.

**Condensación mecánica.** En el mercado hay una serie de aparatos que realizan la condensación más o menos automática de la amalgama. Se basan en diferentes mecanismos. Algunos ejercen fuerzas de impacto; otros, llevan a cabo la condensación mediante una intensa vibración rápida o energía ultrasónica. En todos los casos, la presión manual requerida al usar el aparato es mucho menor que la necesaria para hacer la condensación manual. Por ello, la operación resulta menos fatigante para el operador.

La restauración es como toda parte por parte, como se describió antes. La condensación mecánica hace aflorar el mercurio a la superficie con mayor rapidez que la condensación manual; por esta razón, se tiende a agregar porciones algo más secas.

La condensación mecánica aumenta la resistencia mecánica de la amalgama. Al usar la técnica mecánica, la resistencia final de las amalgamas de aleaciones de corte "Fino", sea algo superior, pero por lo general, no se notan diferencias importantes con las dos técnicas.



La tendencia general es usar el condensador mecánico para reducir la expansión o aumentar la contracción de la amalgama. Este efecto varía con las diferentes aleaciones - para amalgama, y los diferentes tipos de instrumentos mecánicos empleados para la condensación. Sin embargo, es posible usar cualquiera de los instrumentos de tal manera que la amalgama experimente los cambios apropiados en las dimensiones y propiedades.

Tanto con la condensación manual como en la mecánica se obtienen resultados clínicos similares; la selección depende de la preferencia del operador. La condensación mecánica facilita la regularización del procedimiento. Sin embargo, al utilizar el condensador mecánico de impacto, habrá que tener cuidado de no fracturar los márgenes de esmalte de la cavidad con los golpes. En el estallo plástico, la amalgama es incapaz de proteger las paredes aluminadas frágiles y débiles. Por consiguiente, es preciso mantener la amalgama alejada de ella para evitarla durante la condensación. Una idea equivocada que siempre se tiene es - - que la condensación mecánica permite apretar porciones mayores de amalgama. Esto no es cierto. Al igual que en la condensación manual, la adición de porciones grandes se convierte en una pérdida de resistencia y adaptación marginal.

Si se observan las precauciones durante la amalgamación que han sido enumeradas en la condensación mecánica, se obtendrá una excelente restauración.

**Adaptación.** Como se señaló varias veces, todas las restauraciones dentales - - están expuestas a la penetración de agentes delétreos, entre el material de restauración y las paredes cavitarias. Ningún material dental se adhiere a la estructura dentaria. En el mejor de los casos, solo hay una adaptación íntima. La amalgama dental, por cierto, no es peor que otros tipos de materiales de restauración a este respecto, en realidad, como dijimos, la restauración de amalgama es única en su género, en el sentido de que la filtración tiende a disminuir con el tiempo.

Los cambios de dimensión, expansión o contracción, que se producen durante el endurecimiento de la amalgama no ejercen efecto detectable en la magnitud de la filtración marginal. Se comprobó que se consigue una adaptación superior de la amalgama al condensar cantidades pequeñas y no grandes. Asimismo, se comprobó que el uso de una mezcla altamente - - plástica influía más que las tendencias de la amalgama en la obtención de la correcta obtención de los contornos marginales.

Además del tamaño de las partículas de la aleación, el tamaño de las porciones agregadas, y otros factores, la adaptación de la amalgama a las paredes cavitarias depende mucho de la destreza del operador. Solo se llega a realizar la técnica apropiada después de una paciente y minuciosa práctica.

### Técnicas del mercurio mínimo.

Una de las maneras más obvias de reducir el contenido de la restauración es disminuir la relación mercurio-aleación antes de hacer la mezcla. Este recurso se conoce como: "técnica del mercurio mínimo o técnica de Eames".

La técnica es delicada, pues en la mezcla original debe de haber una cantidad adecuada de mercurio para producir, después de la trituración, una masa unida, pero en cantidad tal que sea posible hacer la restauración sin exprimir volúmenes apreciables de mercurio en - - las diferentes etapas del proceso, hasta subreobturar la cavidad. Luego, se aplica una mezcla muy seca, para eliminar el mercurio superficial. Entonces, el contenido de mercurio de la - - restauración final debe ser básicamente igual al contenido original de mercurio. En consecuencia, se elimina el factor personal en lo que se refiere a la regulación de mercurio durante la condensación.

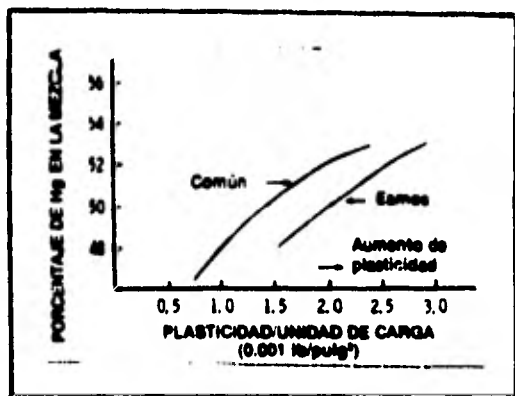
Otra ventaja del uso de relaciones mínimas de mercurio-aleación es que no hay la necesidad de exprimir la mezcla con un paño seco antes de llevarla a las paredes de la cavidad. Así, es más fácil normalizar la mezcla a la técnica, pues las mezclas "Exprimidus", dejan cantidades variables de mercurio en las diferentes porciones.

Por todas estas razones, en la actualidad, con las atenciones de que se dispone, la técnica del mercurio mínimo es la más empleada.

El contenido usual de mercurio es el alrededor del 50% de la mezcla (Es decir, relación mercurio aleación de 1 a 1), pero puede variar entre 2 y 4 en más o en menos, según las diferentes atenciones para amalgama. Con algunas atenciones estéticas, por ejemplo, — se puede emplear un contenido de mercurio de sólo 40%. La regla es, incorporar la menor cantidad de mercurio para obtener una masa viable después de la trituración. Como en otras técnicas, la manera más conveniente de establecer las proporciones adecuadas es usar tablas de atención y un dispensador de mercurio exacto y adaptable. De ese modo es posible determinar la cantidad de mercurio necesaria por pruebas, así mismo, dan buenos amalgamas — y buenos resultados también las cápsulas preproporcionadas, siempre que vengan de fábrica con buenas relaciones, es decir con correctas relaciones mercurio-aleación.

Dejando de lado la técnica, es esencial que las proporciones sean medidas con exactitud. Al emplear estas bajas relaciones de mercurio-aleación, diferencias muy pequeñas pueden traducirse en un efecto marcado de las propiedades y de las características de manipulación de la amalgama final.

Se podría suponer que estas relaciones mercurio-aleación bajas dan por resultado amalgamas de poca plasticidad. En realidad, una mezcla hecha con el mínimo de mercurio tiene mayor plasticidad que una mezcla hecha con una relación mercurio-aleación más alta, de la cual se ha exprimido el mercurio, como se ve en la siguiente ilustración.



Comparación de la plasticidad entre mezclas de amalgama hechas con la técnica del mercurio mínimo (Eames). Y amalgamas hechas con relaciones mercurio-aleación más elevadas y exprimidas. La plasticidad se midió aumentando la carga aplicada a un indentador de acero, a un régimen de indentación fijo.

Debido al bajo contenido de mercurio, al utilizar la técnica de la que hablabamos — hay que recurrir al amalgamador mecánico. Por lo común, la condensación se hace por partes como es lo corriente. Por supuesto, no se exprime mercurio antes de llevar la amalgama a la cavidad. Incluso agregamos porciones con poco mercurio suele aparecer material rico — en mercurio durante la condensación. Se elimina con el costado del instrumento condensador, como en las técnicas habituales.

### Tallado y Pulido.

Una vez condensada la amalgama en la cavidad, se talla la restauración para reproducir la correspondiente anatomía dentaria. La finalidad del tallado es imitar la anatomía y no reproducir detalles muy finos. Si el tallado es demasiado profundo, el volumen de amalgama, especialmente en las zonas marginales, disminuirá. Al ser demasiado delgadas, estas zonas podrán fracturarse por acción de las fuerzas masticatorias.

Si se ha seguido la técnica adecuada, la amalgama está lista para ser tallada una cuanto hemos terminado su condensación. No obstante, solo se comenzará el tallado de la amalgama cuando ésta haya endurecido lo suficiente para ofrecer resistencia al instrumento de tallado. Al tallar, debe oírse el raspamiento o "Sonido metálico".

El instrumento de tallado debe ser el adecuado, si se corrienta el tallado demasiado temprano, la amalgama puede estar muy blanda y puede ser separada de los márgenes incluso con el más afilado de los instrumentos de tallado.

Después del tallado, algunos operadores utilizan la restauración o la superficie de la restauración, y de los márgenes por el bruñido de la amalgama con una toquilla de algodón sostenida por unas pinzas. Otra manera de bruñir es rasar, con movimientos suaves, una toquilla para ruido profiláctico y pasta de nitró sobre la superficie. Durante mucho tiempo, el bruñido capó en demasía, pues se sostenía que la amalgama no debía ser tocada en ese momento. Asimismo, se tenía que el bruñido dejara material rico en mercurio en los márgenes.

Ahora se demuestra que si se realiza con cuidado, el bruñido es un procedimiento seguro; bien hecho, mejora la adaptación marginal de la amalgama, acrecienta la resistencia a la corrosión, y aumenta ciertas propiedades tales como la dureza, pero, hay que tener cuidado con la generación de calor durante el bruñido. Toda temperatura superior a los 60 grados centígrados genera liberación de mercurio. Esta mayor riqueza de mercurio en los márgenes acelera la corrosión o fractura, o ambas.

Independientemente de la lixura que presenta la amalgama antes de endurecer, es rugosa al cabo de 24 horas. Incluso si se ha usado atenuación de grano fino, y se ha triturado a fondo, la superficie es rugosa y áspera a niveles microscópicos.

Así, pues, se puede pensar que las superficies opacas que vemos en la parte superior de la siguiente figura, se hallan cubiertas de minúsculos rayaduras, huecos e irregularidades. Si no se los elimina, estos defectos favorecen la corrosión por concentración de cátodos. La superficie brillante obtenida por pulido es el resultado de la eliminación de muchos de estos defectos superficiales.

- A.- Restauraciones de amalgama una vez talladas
- B.- Las mismas restauraciones después de pulidas.



Hay que dejar el pulido final de la restauración para cuando la amalgama haya --  
fraguado completamente. Siempre que sea posible, se hará el pulido final 40 horas des--  
pués de la condensación.

Como se explicó, se debe evitar la producción de calor. El uso de pulvos y discos ru--  
tidores sacos eleva fácilmente la temperatura superficial por encima del peligroso punto--  
de 60 grados centígrados. Por consiguiente, el agente de elección es un pulvo abrasivo hú--  
medo en forma de pasta.

La técnica de pulido es cuestión de preferencias personales, y aconsejamos consultar --  
textos sobre operatoria dental. El concepto esencial es utilizar abrasivos de grado decre--  
ciente y evitar la generación de calor. Se dice que la restauración está completamente ter--  
minada una vez que está pulida.

#### Pigmentación y corrosión.

Se sabe que en la cavidad bucal las restauraciones de amalgama frecuentemente se --  
pigmentan y se deslustran, y que a veces se corroen; por eso, en términos generales, su uso --  
se circunscribe a los dientes posteriores. La cara pigmentada y deslustrada conviene la --  
restauración en mesiva, y el ataque no prosigue. En estos casos, la cara pigmentada suele ser --  
un sulfuro. El análisis de restauraciones pigmentadas en un microscopio electrónico, indica --  
que la capa pigmentada contiene principalmente Sulfuro de Estaño  $\text{SnS}_2$ , con pequeñas --  
cantidades de óxido de estaño.

Sobre esta base, se puede prever que los pacientes que toman una dieta rica en azúfre --  
o que su higiene bucal ayuda a la acumulación de placa con azúfre presentarán una pigmen--  
tación intensa. Este factor podría explicar las diferencias clínicas comunes en la pigmen--  
tación de restauraciones de amalgama de una persona a otra, aunque hubieran sido confeccio--  
nadas con técnicas evidentemente semejantes.

Según la teoría de la corrosión electroquímica, la amalgama dental carece, por sí misma --  
de homogeneidad estructural que asegure la resistencia y la pigmentación y la corrosión.

Las diferentes fases presentes en la amalgama endurecida tienen diferentes potencia--  
les de electrodo, y constituyen un excelente ejemplo de pila de corrosión, en la cual el e--  
lectrolito es la saliva.

El producto de corrosión de esta naturaleza es el depósito de estaño, con vestigios --  
de plata y cobre. Los productos de corrosión pueden entrar en los canaliculos dentinarios. --  
Si no se los protege con un barniz cavitario, todo el diente puede llegar a cambiar el co--  
lor.

La trituración y la condensación adecuadas aumentan la homogeneidad de la amalgama. --  
Si por ejemplo, no se trituró lo suficiente una amalgama, o si unas partículas se trituraron --  
menos que otras, la corrosión de la restauración se manifiesta clínicamente como pequeñas --  
convidales o un cambio de color generalizado. Esto se puede observar en la siguiente fi--  
gura.

Superficie picada y corroída  
de una restauración de amalga--  
ma



Asimismo, si se agregan porciones pequeñas que no estén demasiado secas durante la condensación, se obtiene mayor homogeneidad.

El pulido a fondo de una restauración de amalgama, una vez que esta bien endurecida, acrecienta mucho la resistencia a la corrosión. Los huecos y concavidades que quedan en la superficie le sirven de punto de concentración para que se produzca la corrosión por concentración de pilas. La eliminación de estas irregularidades mediante el pulido reduce la posibilidad de formación de esas pilas. Además, la capa más homogénea obtenida por el pulido es más resistente a la corrosión. La superficie se vuelve pigmentar levemente, pero por lo general no se corroe. Probablemente, el pulido de la restauración es una variable de manipulación tan importante como cualquier otra en el control del cambio de color en la boca. En la siguiente figura se aprecia la importancia del pulido. En una solución de azufre, la corrosión de la superficie de la amalgama tallada (A) es mayor que la de la superficie pulida (B).

- A, Disco de amalgama mantenido en una solución de azufre dos semanas. La superficie fue tallada, pero no pulida. La corrosión se manifiesta por la superficie oscurecida.
- B, Disco de amalgama preparado igualmente que el A, excepto que la superficie fue pulida. Es obvia la resistencia superior a la corrosión de la superficie pulida.



La corrosión marginal, que a veces se observa alrededor de la restauración de la amalgama se relaciona con la corrosión por concentración de pilas. La microfiltración que se produce entre la restauración y el diente constituye un electrólito a lo largo de las paredes cavitarias, diferente del electrólito de la superficie de la restauración.

La superficie de la amalgama, que se halla frente a la pared cavitaria actúa entonces como ánodo y la superficie externa como cátodo de una pila,

Aunque los productos de corrosión que se forman ayudan a sellar la restauración la reacción puede continuar por los porosidades y microfisuras hacia las partes profundas de la restauración. En casos extremos, esta penetración debilita la restauración y es previsible que reduzca su vida útil. La corrosión en la interfase diente amalgama es el principal precursor de la destrucción marginal de la restauración. Los mecanismos que intervienen en la corrosión de su interfase son, por cierto, complejos. Sin embargo, es evidente que tienen relación directa con la corrosión por concentración de pilas y por tensión, que sin duda actúan en forma sinérgica.

Siempre que esté en contacto una restauración de oro con una restauración de amalgama es dable esperar la corrosión de la restauración de amalgama, independientemente del estado de su superficie. En estas condiciones, se suele encontrar mercurio en la restauración de oro, y esta se debilita como consecuencia de ello. Siempre que sea posible, hay que evitar esta situación.

El mercurio no influye por sí mismo en la pigmentación y el destrutamiento. Se puede decir de otra manera, la mayor cantidad de mercurio no produce necesariamente mayor corrosión. Sin embargo, las restauraciones con mayor contenido de mercurio sufren un deterioro de la superficie que acelera la pigmentación. Por lo tanto, las técnicas perfeccionadas para reducir el contenido final de mercurio en la restauración brindan mayor resistencia a la pigmentación y destrutamiento porque dan por resultado superficies y zonas marginales de mayor lisura. Por lo general el cambio de color guarda relación con el medio bucal, con las corrientes galvánicas y con la aspereza de la superficie. Todo lo que se haga para disminuir las irregularidades superficiales reduce la pigmentación y la corrosión. Se debe evitar la contaminación con humedad. Las cantidades elevadas de mercurio residual, la falta de trituración y el pulido insuficiente.

#### Importancia clínica de Los cambios en las dimensiones.

##### Expansión.

Un estudio sobre las causas de los fracasos de las amalgamas demostró que de 152 restauraciones defectuosas, 16.6% fallaban debido a la excesiva expansión. Como se dijo en el capítulo anterior, hay dos causas de la excesiva expansión de la amalgama. Una es la trituración y condensación insuficiente, y la otra es la expansión retardada causada por la contaminación posterior de la amalgama con humedad en trituración y en condensación. La última es, indudablemente, la causa principal de esas fallas.

Según la teoría aceptada, la expansión retardada tiene origen en la presión interna ejercida por el hidrógeno, que es uno de los productos de corrosión entre el zinc y la amalgama y la humedad incorporada. La gran expansión comienza a los cuatro o cinco días de hecha la condensación. Presumiblemente, la expansión se retarda hasta que se acumula suficiente hidrógeno para hacer que la amalgama se expanda.

Con frecuencia, esta expansión produce un intenso dolor. Se supone que al haber una expansión de esa magnitud, la restauración se acuña de tal manera contra las paredes vitarias que origina una presión hacia la cámara pulpar. Este dolor aparece entre 10 y 12 días después de colocada la restauración.

**Ejemplo clínico.** Si no se quita la restauración en ese momento, sigue expandiéndose. El resultado final puede ser parecido al del molar que vemos en la siguiente ilustración.

Restauración de amalgama de clase V. (flecha) que falló debido a la excesiva expansión.



nunque pudieron combinarse diferentes factores para causar la falla de la figura anterior, el diagnóstico podría relacionarse con la mala manipulación de la amalgama.

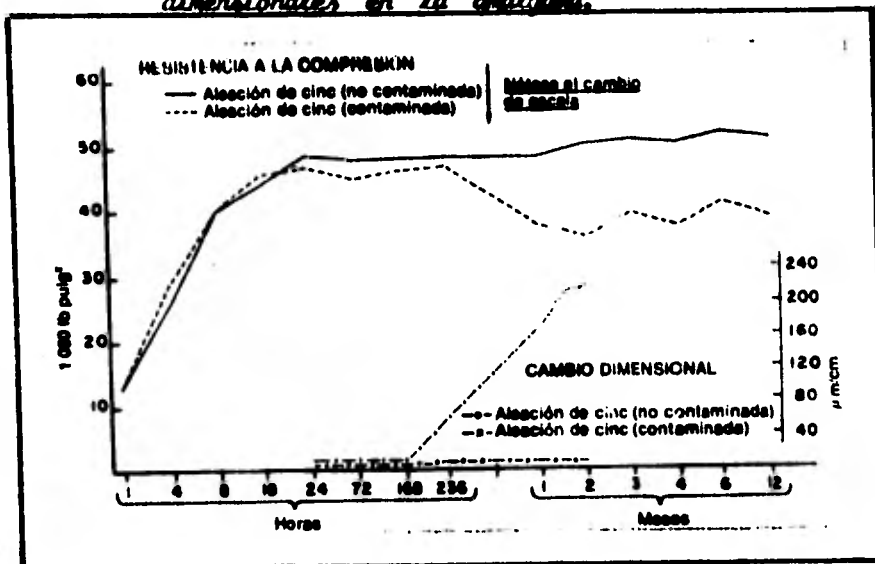
Quizá, por ejemplo, no taló la aleación fue amalgamada en igual grado, y los pares eléctricos localizados causaron la corrosión que se manifiesta en las concavidades. Pudo haberse incrementado humedad a la mezcla de la amalgama, ya sea proveniente de las manos del operador o porque no se mantuvo seco el campo de trabajo durante toda la operación. En este caso, se habrá producido una excesiva expansión de la amalgama, haciéndola sobresalir ligeramente. Como entonces, los márgenes frágiles de la amalgama quedaron sin soporte, se fracturaron y apreciaron defectos marginales. En continuación, la filtración produjo el cambio de color de la restauración y la ulterior corrosión, y formación de concavidades causadas por la concentración de pilas.

Otros causas del picado, de las paredes de la superficie pudo haber sido la salida del gas hidrógeno, que se acumuló cerca de la superficie. Parte del hidrógeno puede forzar su salida a través de la superficie de la amalgama y producir vesículas. Es frecuente observar esto en restauraciones de clase V.

La formación de las concavidades, o picado de la superficie, causas aparte, reduce la resistencia de la restauración de la amalgama. Si avanza demasiado, la amalgama se resiente tanto que se desmorona bajo el efecto de las fuerzas.

La gráfica que a continuación presentamos, representan el efecto de una amalgama que contiene zinc que ha sido contaminada con humedad. Como se observa en las curvas superiores, la amalgama contaminada tiene aproximadamente la misma resistencia que la no contaminada, durante los tres o cuatro primeros días, pero se vuelve sucesivamente más débil a medida que en su interior se acumula hidrógeno. En este caso, la resistencia disminuyó cerca de 25%.

**Efecto de la contaminación con humedad en la resistencia y los cambios dimensionales en la amalgama.**



Por las curvas del cambio dimensional (figura anterior) se ve que la expansión retardada de la amalgama contaminada comienza más o menos al mismo tiempo que la reducción de su resistencia, mientras que el cambio de las muestras no contaminadas permanece constante, como se dijo en el capítulo anterior.

La explicación precedente se refirió a la contaminación con humedad durante la manipulación y colocación de la amalgama. Una vez que la restauración ha sido colocada no se producen efectos negativos si la saliva entra en contacto con la superficie de la restauración durante el tallado.

### Aleaciones sin zinc.

Como es previsible, los efectos deletéreos de la humedad han estimulado el interés por las aleaciones sin zinc. Por cierto, su uso se justifica en aquellas zonas en donde es prácticamente imposible mantener seca la zona de trabajo, como sucede en los dientes posteriores de los niños. Si en estos casos se utiliza una aleación que contenga zinc, el odontólogo ha de sacrificar los procedimientos normales de condensación en aras de la humedad.

Es importante que la restauración sea colocada antes de que se produzca la condensación con la humedad. La condensación se hará, por ejemplo, llenando la cavidad con pocas porciones grandes, en vez de hacerlo con muchas porciones chicas, como lo aconsejado. Si este respecto el uso de aleaciones carentes de zinc proporciona cierta seguridad.

En capítulos anteriores se explicó la función del zinc en la manufactura de las aleaciones para amalgama, aunque las aleaciones que no tienen zinc son algo más frágiles y su amalgama es menos plástica, no hay, que se sepa, grandes diferencias en las propiedades mecánicas de los dos tipos de aleaciones. Asimismo, los estudios de laboratorio sobre las propiedades electroquímicas comprobaron que las aleaciones para amalgamas preparadas con aleaciones que contienen zinc presentan una mayor tenacidad inicial a la corrosión que las hechas de las aleaciones carentes de zinc. Después de 24 horas, las diferencias entre las dos aleaciones son menores.

No obstante, las observaciones clínicas no respaldan con claridad estos hallazgos con claridad *in vitro*. En una investigación se colocaron restauraciones hechas de dos aleaciones experimentales. Se controlaron todas las variables que intervienen en la fabricación salvo, que a una de las aleaciones se agregó un 2% de zinc. La observación mantenida durante un año comprobó una frecuencia leve pero mayor de la corrosión y del deterioro marginal en las restauraciones hechas carentes de zinc. Las amalgamas hechas con aleaciones carentes de zinc, presentan mayor cantidad de porosidad interna, y esto podría ser parte la causa de su calidad clínica algo inferior.

Estas comprobaciones respaldan el concepto de que las aleaciones hechas con aleaciones carentes de zinc deben ser observadas con todo cuidado, y para determinar su lugar en la práctica clínica es preciso realizar evaluaciones a largo plazo. Son muy convenientes en los casos aislados en el que el mantenimiento de un campo seco es casi imposible.

Baste con decir, que independientemente de la composición, hay que evitar la humedad de la preparación y colocación de restauraciones de amalgama, o de cualquier otro material de restauración.

### Contracción.

Se ha señalado que la trituración insuficiente reduce la resistencia, y probablemente produce una expansión exagerada durante el endurecimiento de la amalgama. También es cierto que puede haber una contracción leve en algunas amalgamas cuando están bien trituradas. Sin embargo, las aleaciones modernas están pensadas, de tal manera que si se siguen las indicaciones para su trituración, no hay que esperar una contracción inminente, es obvio, por lo menos desde el punto de vista teórico, que es preferible una expansión leve a una contracción. Sin embargo, si hay que elegir entre el aumento de la resistencia y una contracción leve durante el endurecimiento, en pruebas de laboratorio, es preferible lo primero, por los argumentos expuestos anteriormente. Esta conclusión fue confirmada por estudios clínicos.

Sobre la base de la inevitable contracción y expansión térmica de la amalgama durante la ingestión de alimentos fríos y calientes, se hace un cálculo teórico sobre la posible tolerancia admisible en los cambios de dimensiones, así, por ejemplo, tomando como base el coeficiente de expansión térmica de la amalgama y el factor de cambio de dimensión térmico diferencial en una amalgama de dimensiones lineales de 5 mm se dilataría o se contraería hasta 3 micrones en sus márgenes, durante los cambios extremos de temperatura, y produciría mercurización. Por lo tanto es admisible una tolerancia de más o menos 6 micrones por cer-



-límetro en el cambio de dimensión de una restauración de amalgama dentro de los límites prescritos. Como hemos visto también la mercolación de una restauración de amalgama no persiste más de algunos meses.

Se han correlacionado estas consideraciones teóricas con hallazgos clínicos. Las observaciones de restauraciones clínicas, recién de amalgamas bien trituradas que experimentan una contracción de 2 a 4 micrones por centímetro relido con el interferómetro a la temperatura ambiente, no revelaron un caso de contracción marginal después de dos años. En estado de la superficie y adaptación marginal, estas restauraciones eran realmente superiores. Otro estudio, llevado a cabo durante tres años, llegó a la misma conclusión, aunque la amalgama (de una aleación hecha a propósito) se contrajo hasta 40 micrones por centímetro según el interferómetro.

Es muy difícil estimar si una restauración de amalgama se ha contraído o dilatado en la boca dentro de los límites requeridos de tales cambios dimensionales. Si pensamos que el cabello humano mide 40 micras de diámetro, nos damos cuenta de que es imposible detectar márgenes que se han separado algunos micras, ya sea a simple vista, ya con instrumentos dentales. Es por ello que con los años se amplió la especificación de la Asociación Dental Americana en lo referente al cambio dimensional admisible durante el endurecimiento, medido en una muestra no encajonada.

Hay que destacar, no obstante, que no se deben tomar estas observaciones como una recomendación de usar una técnica riesgosa o una amalgama que se contrae. Simplemente recalcan que las pequeñas contracciones sufridas durante el endurecimiento, medidas por técnicas de laboratorio, no tienen importancia clínica. Indican también que hay un factor de seguridad si inevitablemente o si sin querer, se trabajara abusivamente de la amalgama durante su preparación e inserción, en lo que concierne a cambios dimensionales.

### Efecto del mercurio.

La restauración de la amalgama solo es posible virtualmente por medio de las características peculiares del mercurio. Es este metal el que proporciona la masa plástica que puede ser colocada en los dientes y que puede ser terminada, y que después endurece y que forma una estructura que resiste las exigencias del medio bucal. Sin embargo, es también el elemento que influye determinante en las propiedades básicas necesarias para el éxito clínico.

### OTRAS AMALGAMAS Y SISTEMAS SIMILARES.

1. Amalgama de cobre. La amalgama de cobre como lo dice su nombre, es una amalgama de cobre y mercurio. Se amalgama el cobre y se deja endurecer la masa. Después, se vende en forma de tabletas. Se calientan las tabletas en un tubo de ensayo o una cuchara de hierro hasta que aparecen gotitas de mercurio. En ese momento se tritura en la forma corriente.

La amalgama de cobre ha sido utilizada como material de restauración de dientes temporales, pero se corroe considerablemente en el líquido bucal. También se la ha utilizado para la confección de troqueles hechos en impresiones de dientes. No obstante, en los últimos años, tanto en esta aplicación como en la de restauraciones de dientes temporales, ha sido reemplazada por amalgamas de plata-estño.

Se ha dicho con frecuencia que el alto contenido de cobre aumentaba el efecto antibacteriano de la amalgama. Desde este punto de vista, es interesante el análisis de registros de varios centenares de pacientes para establecer la frecuencia de caries "por contacto", es decir nuevas caries que se forman en la superficie del diente adyacente que ha estado en contacto con el material de restauración. En dientes adyacentes a amalgamas de cobre, la frecuencia de caries por contacto era considerablemente inferior a la de los dien-

tes adyacentes a amalgamas de plata. El posible efecto anticariógeno del cobre y de otros metales merece ser estudiado con mayor profundidad.

### Aleaciones de dispersión.

Como se ha relacionado la corrosión y la destrucción marginal de la amalgama con la fase Y2, se hizo un esfuerzo creciente por hallar sistemas de aleaciones en los que esta fase estuviera reducida al mínimo o no existiera. Una manera es reemplazar 10% de plata con Oro. Sin embargo, este sistema aún es experimental, hasta tanto se determine si se puede producir esta aleación en escala comercial. Entonces se la podrá valorar desde el punto de vista clínico.

uno de los productos comerciales tiene agregado de partículas esféricas de una solución eutéctica de 72% de plata y 28% de cobre a partículas de una aleación común de plata-estaño, cortada en el torno. La eutéctica es la fase dispersa, y esta aleación lleva el nombre de "aleación de dispersión". En teoría la fase dispersa actúa como un relleno para reforzar la aleación y su presencia suprime la formación de fase Y2. Asimismo, el escurrimiento disminuye de la amalgama preparada de tales aleaciones es bajo.

Queda por determinar si las diferencias de las características de esta aleación se reflejarán en un mejor resultado clínico. Por lo menos, dos estudios han indicado la superioridad de la aleación de dispersión, en lo referente a destrucción marginal, comparándola con la aleación de superficie esférica y la de limaduras. Sin embargo, debemos advertir que estas investigaciones llevan cerca de un año de observaciones y que las diferencias detectadas eran moderadas. No es raro en estudios de este tipo que las diferencias registradas en estos períodos primarios de la vida de la restauración se nivelan a medida que se produce el envejecimiento, V. gr., un período de tres años o mayor.

### Aleaciones de Galio.

El galio es un metal de características muy particulares. Se dilata al solidificarse y tiende a humectar fácilmente la mayoría de las superficies metálicas. El punto de fusión 30 grados centígrados, es bajo. Aleado con una pequeña cantidad de estaño, forma una solución eutéctica, que es líquida a temperatura ambiente. Este líquido puede ser mezclado con ciertos metales pulverizados de manera muy similar a como se emplea el mercurio con el sistema plata-estaño común. Se ha considerado, pues, la posibilidad de usar aleaciones con galio como sustituto de la amalgama.

Aunque se estudiaron diversas fórmulas, la amalgama más conveniente es la que se prepara mezclando polvo de una aleación de paladio y galio con una solución eutéctica líquida de galio-estaño. Este material se endurece a temperatura bucal.

Por lo general, estas aleaciones tienen una resistencia algo mayor y un escurrimiento algo menor que las amalgamas corrientes. Además, se informó que la dureza no se altera cuando la temperatura asciende a más de 60 grados centígrados. En otras palabras, las propiedades mecánicas de ciertas aleaciones de galio pueden ser más terrestables que las amalgamas de plata-estaño-mercurio.

Sin embargo, otros factores tales como la respuesta tisular y la resistencia a la corrosión, siguen siendo controvertidos. Por esta razón, las aleaciones se hallan todavía dentro del campo de los materiales experimentales.

#### RESUMEN:

A. Aplicaciones en Odontología.

- 1.- Restauraciones de los dientes posteriores.
- 2.- Pequeñas restauraciones Palatinas y Linguales anteriores.
- 3.- Mueños para coronas completas.

B. Composición.

1.- Amalgama dental. Es un conjunto de partículas de aleación para amalgama dental y las fases resultantes de su reacción con el mercurio. Se forma por trituración (es decir mezclado) de la aleación para amalgama dental por una cantidad aproximadamente igual en peso de mercurio.

2.- Aleación para amalgama dental.

En la siguiente figura se da la composición más común de la aleación para amalgama dental de plata que es básica. Los efectos de cada uno de los elementos se mencionan también a continuación.

Aleación de plata  
estándar corriente.

Componente.	Porcentaje en peso.
Ag	65--74
Sn	24--29
Cu	00--6.
Zn	00--2.

Efectos de los componentes de la amalgama.  
(No todas las aleaciones contienen zinc).

Metal	Aumenta	Disminuye
Plata	Resistencia Expansión de fraguado Reactividad con el mercurio	"Creep"
Estanho	"Creep" Contracción Velocidad de amalgamación	Resistencia Dureza Velocidad de fraguado
Cobre	Corrosión Dureza Resistencia Expansión de fraguado Pigmentación	"Creep"
Cinc	Expansión retardada y corrosión en presencia de agua durante la condensación Plasticidad de la amalgama mezclada	

Las aleaciones de fase dispersa constan de una mezcla física de la aleación convencional y entre un 10 y un 50% de aleación del eutéctico plata-cobre. La amalgama resultante muestra menos "Creep" y los estudios clínicos indican menor fractura marginal en comparación con una aleación convencional. Con el objeto de obtener las mismas ventajas que tienen las aleaciones de fase dispersa, se han introducido nuevas aleaciones con alto contenido de cobre (por encima del 6% común). Estas aleaciones con alto contenido de cobre muestran menores cantidades de "creep" en comparación con las aleaciones convencionales.

Se puede obtener aleaciones preamalgamadas que también pueden contener hasta 3% de mercurio. Son producidas tratando las partículas de la aleación con mercurio para facilitar su ulterior trituración.

3.- Mercurio.

Se emplea mercurio altamente purificado para la trituración con la aleación para amalgama de manera de formar una masa plástica, que endurece por la reacción de fraguado.

C. Fabricación.

1. Producción del lingote.

Se introducen los constituyentes en un horno en el que se mantiene una atmósfera reductora para impedir que se quemen o se vaporicen en forma excesiva los componentes de más bajo punto de fusión. La aleación se cuele en lingotes. Durante el enfriamiento, los constituyentes solidifican desde la periferia hacia el centro, produciendo un lingote no homogéneo.

2. Homogeneización.

Se colocan los lingotes en un horno a 400 grados centígrados o a 425 grados centígrados durante varias horas. Después de las cuales, los lingotes son sumergidos en un baño para enfriarlos rápidamente y mantener la estructura deseada.

3. Producción del polvo.

Con el objeto de producir polvo no esférico, el lingote se coloca en un torno o molino y se lo reduce a finas partículas. Para reducir aún más el tamaño de las partículas, éstas se colocan en un molino "a bolas". Las partículas se limpian con ácido, se lavan y secan. El polvo puede transformarse entonces en comprimidos.

4. Envejecimiento.

La acción de cortar, moler y formar tabletas, produce tensiones que son eliminadas calentando las tabletas o el polvo a 100 grados centígrados durante cierto tiempo. Esto asegura un producto estable que no cambie el tiempo de fraguado.

D. Procesamiento.

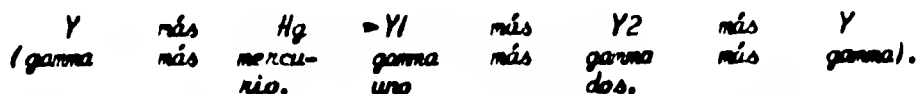
1. Formación de la amalgama a partir de las aleaciones de Ag-Sn.

Cuando se mezclan partículas de aleación para amalgama dental con mercurio, se produce una reacción que forma un nuevo grupo de aleaciones. La mezcla total de aleaciones se llama amalgama dental y consta de varias fases distintas. Los nombres y las fases y sus propiedades se dan en el siguiente cuadro.

Fases de la amalgama.

Composición de la aleación	Ag, Sn	Ag, Hg,	Sn, Hg
Nombre de la fase	γ (gamma)	γ <sub>1</sub> (gamma uno)	γ <sub>2</sub> (gamma dos)
Características de la aleación	Aleación original, que no se ha unido con el mercurio. Es una fase dura y fuerte.	Fase frágil de resistencia intermedia.	Fase débil y blanda responsable de la baja resistencia, el alto flow, y la corrosión

La aleación produce una reacción entre el Ag-Sn y el mercurio, la cual describimos.



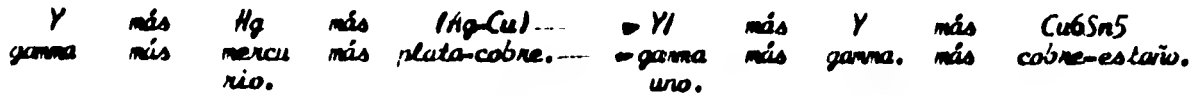
En la siguiente figura se muestra la estructura de una amalgama de tipo Ag3-Sn endurecida.



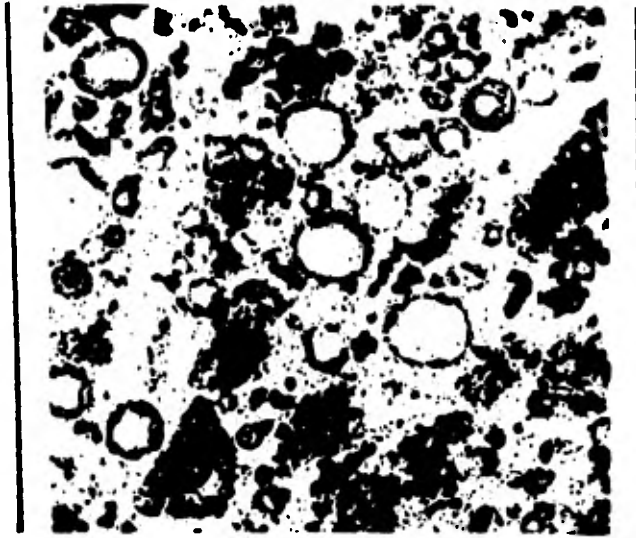
Microestructura de la amalgama del tipo plata-estaño.

## 2. Formación de la amalgama a partir de aleaciones con fase dispersa.

En 1963 se desarrolló un nuevo tipo de aleación para amalgama. Esta consta --- de la habitual aleación de plata, estaño, cobre y zinc en combinación de un eutéctico de plata-cobre de composición 71% de plata y 28% de cobre. Esta aleación eutéctica se transforma en partículas esferoidales de menos de 44 micrometros. Estas partículas se agregan a la aleación convencional para amalgama dental. El eutéctico es la fase dispersa. Impide la formación de gamma dos y trae como resultado menor pigmentación, corrosión y fractura marginal. La reacción que se produce puede describirse en la siguiente ecuación.



En la siguiente figura se muestra la estructura de una aleación para amalgama de fase dispersa.



Microestructura de la amalgama del tipo de fase dispersa.

## 3. Relación aleación-mercurio.

La relación aleación-mercurio afecta la composición de la amalgama y por lo tanto tiene un profundo efecto sobre todas las propiedades.

Un 50% de mercurio (mercurio mínimo o técnica de Eames) es casi ideal. Si medida que se aumenta el mercurio, se aumenta también la expansión de fraguado, se disminuye la resistencia, aumenta el "creep", y puede aumentar la fractura marginal.

4.- Trituración. Cada fabricante indica un tiempo de trituración óptimo para su aleación en cada amalgamador. La sobretrituración trae como resultado una contracción excesiva; la trituración insuficiente lleva a una alta expansión de fraguado y a una mayor corrosión. La sobretrituración es menos perjudicial que la trituración insuficiente.

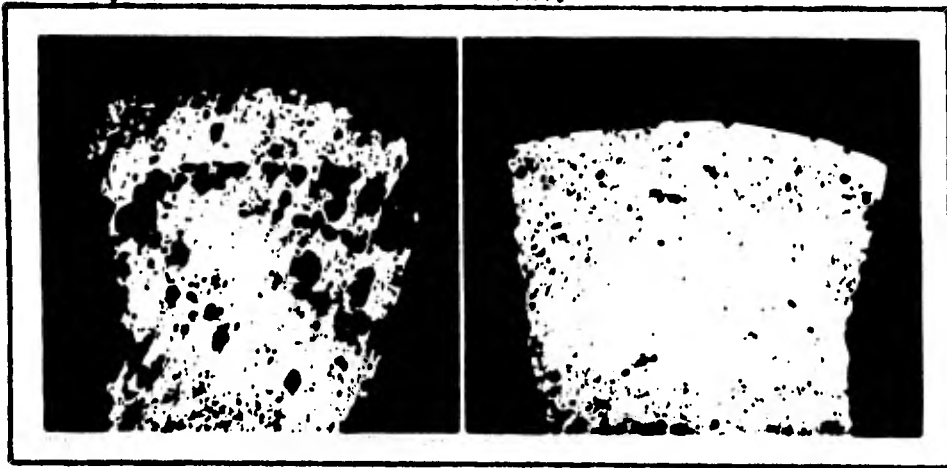
## 5.- Condensación.

Este paso es el más importante que el odontólogo tiene bajo su control. Debe emplearse una fuerza de condensación tan alta como sea posible. Una fuerza ligera es más o menos de 1 Kgr; una fuerza intensa es de 4 Kgr. La presión es determinada por el tamaño de la cabeza del condensador. Los objetivos de la condensación son:

- a) Compactar la amalgama.
- b) Exprimir todo el mercurio posible.

El aumento de presión de condensación disminuye la expansión de fraguado y el escurecimiento y aumenta la resistencia.

En la siguiente figura se muestran ejemplos de mala condensación. (A) y también proporcionamos ejemplos de buena condensación (B).



6. Tallado, bruñido y pulido.

El tallado del exceso de amalgamo de los márgenes y la conformación de los -- contornos de la obturación pueden comenzar aproximadamente 5 minutos después de la tri-- turación.

El bruñido de la superficie en particular cerca del margen, puede realizarse con -- cierto beneficio para el margen siempre que no se genere calor durante el bruñido. El bruñido debe realizarse empleando un instrumento de mano liso y de extremo redondeado, no debe hacerse con instrumentos rotatorios.

El pulido es un aislamiento de la superficie para que refleje la luz. Las operaciones de pulido siempre deben hacerse con agua para evitar que aumente la temperatura de la aleación. El pulido puede reducir la fractura y la corrosión.

### E. Propiedades.

#### 1. Algunas causas de fractura marginal.

- a) Alto contenido de mercurio en la amalgamo.
- b) Calentamiento del margen durante el pulido y el bruñido.
- c) Composición de la aleación y tamaño de las partículas. Algunas aleaciones de micropartículas, muestran (bás) fracturas de tipo marginal que las de corte fino o las de fase dispersa.
- d) Diseño cavitario incorrecto, como por ejemplo márgenes biselados.
- e) Tallado incorrecto. La amalgamo se extiende sobre los márgenes y se fractura con facilidad.

#### 2. Algunas causas de fracturas totales.

- a) Incorrecto diseño cavitario tal como un istmo poco profundo y ancho.
- b) La falta de pulido aumenta la posibilidad de fractura.
- c) Contacto prematuro con el diente antagonista sobre la amalgamo no endurecida.

#### 3. Algunas causas de pigmentación y corrosión.

- a) Efectos de la dieta (por ejemplo el uso de los alimentos provocan -- ennegrecimiento).
  - b) Exceso de gamma dos, debido a un alto contenido de estaño en la aleación --
- (nota: Las aleaciones de fase dispersa reciben la fase gamma dos y por lo tanto se pigmentan y se corromen menos.)

4. Algunos causas de porosidad.

a) Mala condensación como resultado de una baja presión (debido a un gran tamaño en la cabeza del condensador) o una masa muy líquida (debido a un alto contenido de mercurio).

b) Excesivo contenido de mercurio.

c) Poca plasticidad, debido a una insuficiente trituración o a un excesivo intervalo de tiempo entre la trituración y la condensación.

5. Algunos efectos del tamaño de las partículas de las aleaciones.

En general, las aleaciones de partículas más pequeñas tienen mayor área superficial que las de partículas grandes; por lo tanto, las primeras, endurecen más rápidamente y no se expanden tanto como las aleaciones de partículas grandes, y son más fáciles de pulir y de tallar.

Las expresiones "micro, corte fino y regular" no tienen significación cuantitativa. Algunos efectos del tamaño de la partícula se ven en el cuadro siguiente.

Comparación de las aleaciones de partículas de tamaño más pequeño con aquellas de partículas de tamaño más grande.

(Nota: Los efectos son aplicables a los polvos no esféricos).

	Ventajas	Desventajas
Pequeña partícula	Tallado suave Fraguado rápido	Se requiere mayor relación de mercurio. "Creep" más alto
Partícula grande	Bajo "Creep" Se requiere una relación de mercurio muy baja	Es más difícil de tallar en forma lisa

F. Efectos Biológicos.

1. La amalgama dental no tiene efectos adversos conocidos sobre el cuerpo humano cuando se la emplea según la técnica aceptada.

2. Los vapores del mercurio líquido pueden ser peligrosos. Deben seguirse en su uso prácticas de higiene adecuadas.

G. Productos comerciales.

Las aleaciones para amalgamas dentales pueden obtenerse como polvo o tabletas o en cápsulas preparadas. Se mesentan con velocidades de endurecimiento rápidas y regulares. Una tableta o la cantidad que provee un dispensador resulta adecuada para una restauración pequeña.

Aleaciones para amalgama.

1.- Convensionales

a) Aristaloy—Baker Dent. Div.

b) New Era Dentalloy — S.S. White Dent. Prod. Div.

c) Twentieth Century Regular; Micro Cut — L.D. Caulk Co.

2.- De alto contenido de cobre.

- a) Dispensalloy --- Johnson & Johnson Dent. Prod. Co.
- b) Sybralloy --- Kerr Mfg. Co.
- c) Tytin. --- S.S. White Dent. Prod. Div.

3.- Estérica.

- a) Accusphere --- Litton Med. Prod., Inc.
- b) S.S. White Spherical alloy --- S.S. White Dent. Prod. Div.
- c) Spheralloy --- Kerr Mfg. Co.

Cuando decimos "aleación de base dispersa" nos estamos refiriendo a una aleación para amalgama dental combinada con una aleación (dispersa) del eutéctico plata-cobre. La aleación para amalgama dental es una aleación de plata-estaño que contiene otros metales generalmente cobre y zinc.

La "amalgama dental", es la mezcla de aleación para amalgamas dentales y mercurio. Toda la condensación o sea, el empujamiento de la amalgama dental en una reparación cavitaria debe realizarse con extremo cuidado por parte del operador.

"creep" es la deformación (permanente) plástica bajo una carga constante.

El lingote es la varilla ya colada de una aleación. La trituración es: mezcla de la aleación dental para amalgama con mercurio.

Describiremos los porcentajes y daremos los límites mínimos y máximos de cada uno de los elementos utilizados en la aleación para amalgama dental: Estaño, Cobre, Zinc.

Plata: 65% mínimo.

Estaño: 29% máximo.

Cobre: 6% máximo.

Zinc: 2% máximo.

Expone los efectos de los siguientes elementos sobre las propiedades de la amalgama: Plata, Estaño, Cobre y Zinc.

Plata: aumenta la resistencia, la expansión de fraguado, la reactividad de o con el mercurio. Disminuye el "creep".

Estaño: aumenta el escurecimiento, la contracción, la velocidad de amalgamación y la corrosión; disminuye la resistencia, la dureza y la velocidad de fraguado.

Cobre: aumenta la dureza, la resistencia, la expansión de fraguado y la pigmentación. Disminuye el "Creep".

Zinc: aumenta la expansión retardada y la corrosión en presencia de agua durante la condensación, y la plasticidad de la mezcla de amalgama.

Escribiremos la ecuación de la reacción química de la aleación de ng3in con el mercurio.



Cuál es la característica más importante de la baseestaño-mercurio? ¿qué efecto tiene esta característica sobre el desempeño clínico de la amalgama dental?

Fase blanda y débil responsable de la baja resistencia, el alto "creep" y la corrosión que trae como resultado la fractura marginal.

¿Cuáles son las ventajas de las aleaciones no esféricas de partículas muy pequeñas? Es que se requiere una alta relación de mercurio. Tiene mayor Creep.



Las aleaciones de fase dispersa tienen menos fase gamma dos. ¿qué propiedades de estas amalgamas se mejoran con la eliminación de la fase gamma dos? Hay menor rigidez, corrosión, Creep y fractura marginal.

¿Qué porcentaje de mercurio dentro de la mezcla en la amalgama es el ideal? Se puede decir que el ideal es el 50%. También podemos enumerar algunos defectos de la trituración insuficiente y las consecuencias que esto ocasiona: Orizina una alta expansión de fraguado, así, también como mayor corrosión.

¿Cuáles son los objetivos de la condensación de la amalgama? Condensar la amalgama. Expresar el mercurio.

¿Qué efecto puede resultar de la contaminación con la humedad de la amalgama que contiene zinc durante la trituración y la condensación de la amalgama? Se podrá observar después la llamada "Expansión retardada".

Enumeraremos cinco causas de fractura marginal de la amalgama dental. Podemos decir que una de las cinco podría ser: El alto contenido de mercurio dentro de la aleación. El tipo de grano y composición de la aleación. El diseño de la cavidad que sea incorrecto, un tallado inadecuado de la restauración y calentamiento de los márgenes durante el bruído o el ruido de la restauración.

- A.- Creep. Cambio de forma de la amalgama endurecida bajo la aplicación de una presión.
- B.- Envejecimiento. Técnica de fabricación: Calentamiento del molvo de la aleación a 100 grados centígrados durante algún tiempo para liberar las tensiones desarrolladas durante todo el proceso de fabricación.
- C.- Tratamiento térmico homogeneizador. Técnica de fabricación: Calentamiento del lingote de la aleación entre 400 y 425 antes de cortarla para formar un polvo, con el objeto de establecer una composición química uniforme en todo el molvo.
- D.- Técnica de Eames. Mínimo mercurio, 50% de mercurio.
- E.- Fase gamma.  $Ag_3Sn$ .
- F.- Fase gamma uno.  $Ag_2Hg_3$ .
- G.- Trituración. Es el mezclado de la aleación.

## 19.- TOXICIDAD DEL MERCURIO.

Desde los comienzos del uso de este material, se planteó la interrogante de que si - el mercurio puede producir efectos locales o generales en el ser humano. Todavía a veces se conjetura que la toxicidad del mercurio de las restauraciones dentales es la causa de algunas afecciones no diagnosticadas. Se ha sugerido, que además, que la inhalación de vapor de mercurio durante la mezcla es un verdadero peligro, que produciría un efecto tónico acumulativo. El tema ha cobrado actualidad con motivo del reciente interés con la contaminación del medio ambiente con mercurio.

Sin duda, el mercurio de la restauración de amalgama penetra en la estructura dentaria. El análisis de la dentina que se halla por debajo de las restauraciones de amalgama revela la presencia de mercurio, que aparte sería la causa del cambio de color del diente. El uso del mercurio radiactivo en amalgamas de plata también ha revelado que parte del mercurio puede llegar incluso hasta la pulpa.

Sin embargo, la posibilidad de reacciones tóxicas en pacientes, provenientes de estos vestigios de mercurio, que penetran en el diente, o la sensibilización originada por sales de mercurio disueltas en la superficies de las amalgamas es remota. Se ha valorado el peligro en numerosos estudios. El contacto del paciente con el vapor de mercurio durante la realización de la restauración es muy breve y la cantidad total de vapor de mercurio es muy pequeña como para ser nociva. Además, el mercurio filtrado de la amalgama no se convierte en la forma letal de Metilo de Mercurio o de Etilo de Mercurio, y es rápidamente excretado por el organismo. El problema ha sido revisado con cuidado y aconsejamos consultar literatura correspondiente.

¿Qué sucede con el personal del consultorio dental? Los profesionales y ayudantes - que se hallan expuestos diariamente al riesgo de intoxicación con vapor de mercurio. El mercurio es volátil a temperatura ambiente, y su presión de vapor es de 20 miligramos por metro cúbico de aire a 25 grados centígrados. La presión se duplica cuando la temperatura aumenta 7.7 grados centígrados. Por consiguiente, la concentración de vapor de mercurio - es más elevada en los consultorios dentales que en las zonas testigos. Además, el nivel de mercurio excretado por el personal que trabaja en los consultorios dentales es más elevado que el de los grupos testigos.

Sin embargo, aunque el personal odontológico ha registrado algunos casos de intoxicación por mercurio, el uso de este metal no constituye un peligro serio para la mayoría de los consultorios dentales. Tomando en cuenta unas pocas y simples medidas de seguridad es posible eliminar casi del todo el riesgo potencial.

Obviamente, el consultorio debe estar bien ventilado. Todo exceso de mercurio, incluso el residuo de la amalgama eliminado durante la condensación, debe ser recogido y guardado donde no haya peligro de fuga, en frascos bien cerrados. Si se desparanama, hay que hacer que desaparezca lo antes posible.

Resulta muy difícil quitarlo del alambreado. Por lo general, las aspiradoras de polvo lo único que hacen es seguir dispersando el mercurio. Es mejor utilizar polvos supresores de mercurio. Si el mercurio entra en contacto con la piel, y debemos lavarla con agua y jabón.

Como se dijo antes, la cabeza de la cápsula del amalgamador mecánico debe tener una cabeza que se ajuste con precisión para evitar la liberación del mercurio. Al pulir la amalgama, se echará sobre ella un chorro de agua, que se eliminará por aspiración. Usar un condensador ultrasónico para atacar la amalgama es peligroso. Se ha observado un pequeño rocío de gotas de mercurio alrededor de la punta condensadora.

Es, pues, explorar más a fondo, cual es la velocidad con que el mercurio puede acumularse cuando se inhala el vapor y establecer el valor seguro de tales concentraciones. Mientras tanto, hay que revisar los procedimientos de trabajo para reducir el mínimo la exposición del vapor de mercurio. Es tranquilizante observar que si la inhalación del vapor de mercurio hubiera sido nociva para la salud, los síntomas clínicos de estos efectos se hubieran manifestado en los dentistas. Esto no ha sucedido.

### *Influencia en la restauración.*

La influencia del mercurio en el comportamiento clínico en la restauración de amalgama es muy importante. El análisis de las restauraciones clínicas indicó que hay una amplia variación del contenido de mercurio, que va de 45% a 70%.

En particular, interesa que la concentración de mercurio es característicamente elevada en las zonas marginales. Esta observación es verdadera, independientemente de la técnica de condensación o la "Sejedad" de las porciones apretadas para hacer la restauración. Un análisis de 100 restauraciones dentales comprobó que había un aumento promedio de mercurio de 2.6% en zonas marginales al realizar la condensación manual, esta comparación con el aumento de 2.7% experimentado en condensaciones realizadas con aparatos condensadores mecánicos automáticos. No hay, a este respecto, razones de importancia para dar preferencia a una de las técnicas en especial.

Este mayor contenido de mercurio en los márgenes interesa porque en estas zonas, que son críticas en función de las fracturas, donde puede haber corrosión, y, finalmente caries secundarias.

Casi invariablemente, las restauraciones que tienen alto índice de mercurio son las que se consideran insatisfactorias desde el punto de vista clínico al ser examinadas visualmente. Pasándonos, en lo expuesto en el capítulo anterior, donde se demostró que había un marcado descenso de las propiedades de resistencia de la amalgama cuando el contenido de mercurio en la amalgama era de 54 a 55%, esta relación es presumiblemente previsible.

Con el propósito de conocer mejor la influencia del contenido de mercurio en el rendimiento clínico de las restauraciones de amalgama, se hicieron 200 restauraciones en cavidades talladas, usando tres técnicas controladas y perfeccionadas para obtener restauraciones con tres diferentes contenidos de mercurio, de 49, 56 y 62% respectivamente. Las restauraciones fueron observadas a intervalos de tres meses, durante un año y medio.

En la siguiente figura, podemos ver la influencia característica del contenido de mercurio en las restauraciones. La restauración del primer molar tiene un contenido de mercurio del 62%. La amalgama del premolar tiene un contenido del 49%. Es obvio la corrosión y el deterioro de la restauración con más alto contenido de mercurio, al cabo de un año.

Los márgenes se han destruido y a través de la superficie oclusal se extiende una fractura (c). Además, la superficie es rugosa. Esta situación es típica de restauraciones con alto contenido de mercurio. La mayor aspereza superficial, el deslustro y la pigmentación y en especial, la destrucción marginal aparece durante los primeros tres meses y sigue en aumento a medida que la restauración envejece.

### *Deterioro marginal.*

Como se mencionó repetidas veces, una de las fallas más comunes en la restauración con amalgama es la restauración denominada con "Zanjas" como la del ejemplo de la figura siguiente. Aunque la zanja no haya avanzado hasta el punto donde se formó la caries secundaria, la restauración es antiestética, y es previsible que la deformación y deterioro prosigan. El examen entre restauraciones clínicas estableció que hay relación entre la caries secundaria y defectos marginales que excedían de 50 micrones.

Con frecuencia, estas fallas son atribuidas a la contracción de la amalgama, pero como se explicó, ello no es innegable. La destrucción marginal de las restauraciones de amalgama pueden tener su origen en varios factores.

Restauraciones de amalgama que llevan un año en la boca. Compárese el estado - - de la restauración de alto contenido de mercurio en el primer molin con la de bajo con - - tenido de mercurio en el segundo molin. Las facetas (n) y (R) son producto de la oclu - - sión traumática. Se ve una fractura en (C).



Restauración de amalgama con "zanja"



### Exceso de mercurio.

Ya se explicó el efecto del alto contenido de mercurio al final de la mezcla en el laboratorio marginal, y se lo ilustra en alguna de las figuras ante íones. La detención de la reacción mercurio-aleación, la trimerización y la abundante condensación reducen la movilidad de tales fallas.

### Escurrimiento.

Si el escurrimiento dinámico de la aleación es inevitablemente alto, o si la manipulación es tal que tiende a aumentar los valores de escurrimiento de la amalgama, se producen fallas marginales de magnitud.

### Tallado cavitario o terminación inadecuada.

Si en las zonas marginales del tallado se deja esmalte sin soporte, la estructura tenderá a fracturarse con el tiempo. Por ello, la amalgama con ranuras comprende a veces la fractura de esmalte adyacente y también la de la amalgama.

El tallado y la terminación inadecuados de la restauración pueden dejar un borde delgado de amalgama que se extiende sobre el esmalte. Estos bordes afilados y afinales son difíciles de detectar y eliminar. Una técnica mencionada era la de tocar levemente los márgenes con una lima milidora y pasta milidora. Probablemente la realización de una técnica cuidadosa de bruñido consigue eliminar estas fallas.

### Corrosión.

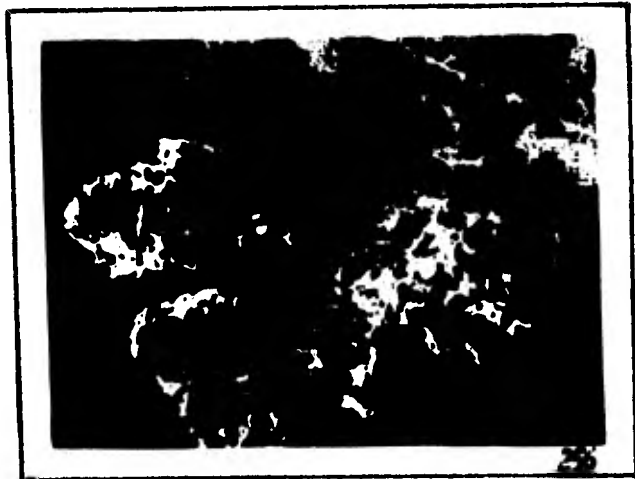
Hay una teoría que dice que la causa principal de este tipo de efecto se relaciona fundamentalmente con el efecto de depolarización con el proceso de corrosión. Esta teoría es la siguiente:

Las diferencias que existen entre electropotencial que existen entre diferentes metales que se hallan en la boca, o incluso entre las diferentes fases de la amalgama que se encuentran dentro de ella, propiamente dicha, inician el proceso de corrosión. La oxidación se centra en la fase Y2, y al mismo tiempo se liberan iones de estaño. Estos iones emigran y forman productos de corrosión en los márgenes.

La medida que se libera estaño, de la fase Y2, va quedando mercurio libre. Este mercurio se difunde a través de la amalgama y reacciona con las partículas residuales de la aleación formando Y1 y Y2 complementarios. Una expansión unilateral resultante (denominada expansión mercurioscópica) produce, en la interfase amalgama diente, o cerca de ella, una protrusión de la restauración, alejándola de la estructura dentaria de soporte. Estos márgenes sin soporte y debilitados por el producto de corrosión, se fracturan fácilmente bajo la acción de las fuerzas oclusivas.

Se afirma que la falla de amalgama que vemos en la siguiente figura fue causada por este mecanismo.

Corte transversal de una restauración de amalgama, donde se ve una fractura. La teoría dice que la corrosión en la interfase esmalte-amalgama produce una expansión mercurioscópica de la amalgama en sentido contrario a la cavidad. Después las tensiones que actúan sobre la amalgama sin soporte y pronto generan la fractura.



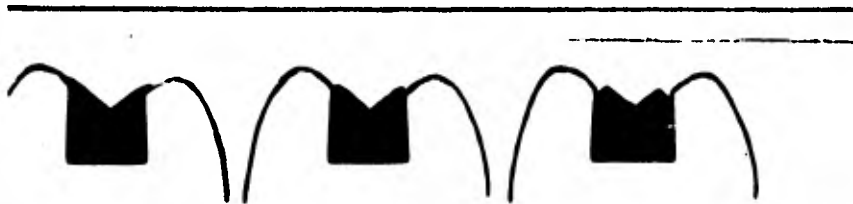
Desde el punto de vista teórico, también la expansión provocada en la amalgama por contaminación por humedad de una aleación de zinc puede ser la causa de este tipo de fallas.

Así, debe quedar en claro que la frecuente destrucción marginal de este material es posible identificar varios mecanismos, que actúan por separado o en combinación.

#### Restauraciones de amalgamo reparadas.

A veces, cuando falla una restauración de amalgamo, a causa de una fractura marginal se le reparará en vez de reemplazarla. Se condensa una nueva mezcla de amalgamo contra la parte restante de la restauración. Estas restauraciones se hallan sometidas a tensiones por tracción y tangenciales. Por ello, es importante la resistencia de la unión entre la nueva y la vieja amalgamo.

Se comprobó que la resistencia de unión de la amalgamo reparada, medida por un ensayo de resistencia transversal, es menor que la mitad de la amalgamo no reparada. Este resultado da el corolario clínico de que la reparación de la amalgamo fracturada es un procedimiento riesgoso. La unión es fuente de debilidad, y otros factores, tales como la corrosión en la interfase de unión, constituyen formidables barreras a la integridad de la estructura reparada. Sin embargo, es factible acrecentar notablemente la resistencia de la unión haciendo un tratamiento apropiado a la superficie de la amalgamo original. La técnica consiste en el raspado de la superficie de amalgamo con el borde de un condensador de amalgamo en presencia de mercurio. Es un proceso delicado, pero, hay que tener cuidado de eliminar todo el exceso de mercurio, si se desea conseguir una unión fuerte.



Causa común de fallas marginales. Si se dejan bordes adelgazados que sobresalen del esmalte en los márgenes, se fracturarán bajo las fuerzas de la masticación. (Por amabilidad de G. M. Hollenback.)

## sobre la toxicidad del mercurio.

### A. Usos del mercurio en Odontología.

- 1.- En obturaciones dentales como componente de la amalgama dental.
- 2.- En soluciones antisépticas.

### B. Composición.

1.- Mercurio metálico. El mercurio que se va a emplear en la amalgama dental debe ser puro, certificado con el reconocimiento de una institución reconocida internacionalmente que se delique al control de calidad.

2.- Compuestos del mercurio. Se emplean compuestos orgánicos del mercurio en la desinfección de la mucosa oral; estos son variados y tienen distinta naturaleza química:

- a) Mercocresoles. (Tintura de mercresin, Upjohn Company.).
- b) Nitromersol, NF. (Tintura de metafen, laboratorios Abbott).
- c) Thimerosal NF. (Solución de merthiolate. Eli Lilly y compañía.).

### C. Propiedades.

1.- Punto de fusión. El punto de fusión del mercurio es de 39 grados centígrados, lo que lo hace líquido a la temperatura ambiente..

2.- Densidad. Tiene una alta densidad, de 13,6% gr / cm cúbico.

3.- Tensión superficial. El mercurio tiene una muy alta tensión superficial de aproximadamente 470 erg / cm cuadrado, lo que le permite formar muy pequeñas gotas (por ejemplo cuando se derrama) que penetran en pequeñas fisuras o irregularidades de la superficie del piso o de los muebles del consultorio dental.

4.- Presión de vapor. Otra propiedad importante del mercurio que debemos tomar en consideración es su alta presión de vapor, que lo hace altamente volátil; su concentración de equilibrio es de 20mg / metro cúbico, de aire a 25 grados centígrados. La presión de vapor del mercurio aumenta rápidamente con el aumento de la temperatura. Por lo tanto, el mercurio no debe ser guardado ni usado cerca de fuentes de calor, por ejemplo esterilizadores, calentadores). La presión de vapor del mercurio es de 2 por 10 a la menos tercera potencia mm de mercurio a 26 grados centígrados y 0,27mm de mercurio a 100 grados centígrados.

### D. Efectos Biológicos.

Hablando en términos generales, la exposición al mercurio puede producir varios efectos:

1.- Sensibilización. Esta puede presentarse en personas que fueron sometidas a tratamiento con diuréticos mercuriales y más tarde fueron expuestas a vapores de mercurio o recibieron restauraciones de amalgama. Después de la remoción de las restauraciones de amalgama o evitando la exposición al vapor de mercurio se produce la desaparición de los síntomas.

2.- Mercurialismo. En casos de exposición a niveles fuera de lo normal en períodos prolongados, se produce eventualmente el Hidrargirismo o mercurialismo crónico. Los síntomas más comunes son: Excitabilidad, incapacidad para concentrarse; depresión; cefalea; fatiga; debilidad; pérdida de la memoria; somnolencia o insomnio, síntomas de enfermedad renal y temblores en las manos, labios, lengua o mandíbula. Los temblores pueden llegar a afectar la escritura; a medida que el envenenamiento avanza, ésta se vuelve ilegible. En la boca puede observarse osteomielitis, gingivitis, aflojamiento de los dientes y mayor salivación.

### E. Evaluación de niveles de exposición.

La exposición al mercurio o a sus compuestos puede ser evaluada en el ambiente de trabajo, en algunos líquidos biológicos, en las uñas y en el cabello.

1.- **Valor umbral límite en el aire.** La alta presión de vapor y la volatilidad del mercurio hace que este difunda en el aire en el que puede ser detectable. Los valores de tolerancia aceptados se describen como "valores umbral límite" (VUL). Un valor umbral límite es la concentración en el aire de un agente tóxico a la que se cree que casi todos los trabajadores pueden estar expuestos diariamente sin efecto adverso para su salud. Para el mercurio, el VUL es de 0.05 µg/m<sup>3</sup> cúbicos de aire.

2.- **Determinación en los líquidos biológicos.** El mercurio puede ser detectado con fines de diagnóstico y prevención y control en los líquidos tales como orina, saliva y sangre.

a) **Orina.** Se ha demostrado que el mercurio es detectable en la orina en sólo el 20% de los sujetos aparentemente normales. Se considera generalmente que las concentraciones de 0.015 mg / litro de orina es el nivel normal. Por otra parte, la determinación del mercurio urinario no es confiable en personas que muestran síntomas de mercurialismo o hidrargirismo, dado que las concentraciones de mercurio en la orina tienden a disminuir cuando amuecen los síntomas (probablemente a la aparición del daño renal).

b) **Saliva.** El nivel de mercurio que se considera normal en la saliva es de 0.015 mg/ml de saliva.

c) **Sangre.** El rango normal puede extenderse hasta 0.1 µg / 100 ml de sangre. El nivel de mercurio se vuelve significativo en términos de toxicidad por encima de los 6 µg / 100 ml de sangre.

3.- **Cabello y uñas.** Los valores que se consideran normales para el cabello son de aproximadamente 7 ppm. Se informó de un valor en las uñas en un grupo de control no expuesto al mercurio de 5.10 ppm.

### F. Peligros de la exposición.

1.- **Para el personal dental.** En términos generales, puede afirmarse que la manipulación del mercurio y la amalgama fresca o vieja supone un riesgo de exposición para el personal que trabaja en el consultorio dental. Este peligro se vuelve real cuando el clínico como el asistente están dentro del área de trabajo manipulando mercurio, amalgama o cualquiera de las soluciones antisépticas basadas en compuestos mercurícos orgánicos. En el siguiente cuadro se muestran las posibles vías de absorción mercurial en los consultorios dentales. Posibles rutas de absorción de mercurio en los consultorios dentales.

Operación	Ruta de absorción (para dentistas y asistentes dentales)
a Almacenamiento del mercurio	a 1. Inhalación. Vapor de mercurio de recipientes no sellados; especialmente si la temperatura se eleva por encima de los 32°C.
b Transferencia y manipulación del mercurio, incluyendo trituración, amasado y exprimido	b 1 Inhalación. Vapor de mercurio de recipientes sin sellar; derrames y residuos. b 2 Absorción cutánea. Manos contaminadas por manipulación del metal.
c Tallado de viejas obturaciones de amalgama	b 3 Ingestión. Mercurio de las manos transferido directamente a la boca o sobre alimentos y cigarrillos. c 1. Inhalación. (a) Vapor de mercurio liberado por el calor del tallado de pequeñas partículas de amalgama. (b) polvo de amalgama inhalado a los pulmones.
d Obturación con nueva amalgama, condensación y pulido	c 2. Ingestión. Partículas de polvo de amalgama impactadas en la boca y en la parte superior del árbol respiratorio, y luego deglutidas.
e Limpieza de equipo, superficies de trabajo, pisos, etcétera	d 1. Inhalación, absorción cutánea e ingestión. Riesgo de orden muy bajo. e 1 Inhalación. De recipientes sin sellar, manipulación de derrames, gotitas y polvo. e 2 Absorción cutánea. Por manipulación del metal, equipo y superficies contaminadas. e 3 Ingestión. Por transferencia de manos contaminadas.



2.- Para el paciente. En general, puede decirse que los peligros a que está expuesto el paciente no son potencialmente dañinos, con excepción de las personas que pueden estar sensibilizadas por la presencia de restauraciones de amalgamos dentales. Los informes han demostrado que las restauraciones de amalgamos dentales o el uso de las soluciones antisépticas mercuriales no aumenta significativamente la excreción urinaria del metal. En mismo modo, la exposición de los vapores de mercurio en el consultorio dental, ya sea en la sala de espera o durante las maniobras operatorias, no se considera un riesgo apreciable de exposición, debido al período relativamente breve de permanencia del paciente en el consultorio dental.

#### 6. Recomendaciones de la A.D.A. en la higiene del mercurio.

Las reglas siguientes han sido establecidas por el Council on dental materials and devices de la American Dental Association. (1974).

- 1.- Guardar el mercurio en recipientes irrompibles, firmemente cerrados.
- 2.- Realizar todas las operaciones que comprendan al mercurio sobre zonas que tengan superficie impermeable con un borde adecuado de manera de contener y facilitar la recuperación del mercurio o la amalgama derramados.
- 3.- Limpiar todo mercurio derramado inmediatamente. Las gotitas pueden recogerse con un tubo angosto conectado a través de un franco con trampa de agua al aspirador de bajo volumen de la unidad dental.
- 4.- Usar cápsulas firmemente selladas o cerradas durante la trituración de la sustancia o del polvo de amalgama con el mercurio.
- 5.- Emplear una técnica de manipulación de la amalgama en la que no se la toque con los manos.
- 6.- Recoger todos los residuos de amalgama y guardarlos bajo agua.
- 7.- Trabajar en espacios bien ventilados.
- 8.- Evitar poner alfombras en los consultorios dentales ya que su descontaminación no es posible.
- 9.- Eliminar el uso de soluciones que contengan mercurio.
- 10.- Evitar el calentamiento del mercurio o la amalgama.
- 11.- Emplear un rocío de agua y succión cuando se talla una amalgama dental.
- 12.- Emplear las técnicas de compactación de amalgama dental convencionales, manuales y mecánicas, pero no usar condensadores para amalgama ultrasónicos.
- 13.- Realizar determinaciones anuales de mercurio en todo el personal regularmente empleado en los consultorios dentales.
- 14.- Hacer determinaciones periódicas de nivel de vapor de mercurio en los consultorios.
- 15.- Alertar a todo el personal involucrado en la manipulación del mercurio, especialmente durante los períodos de entrenamiento o formación, sobre el peligro potencial del vapor de mercurio y la necesidad de observar buenas prácticas de higiene con respecto al mismo.

## RESUMEN Sobre toxicidad del mercurio.

Como es costumbre en cada capítulo haremos un pequeño resumen de algunos términos que se han mencionado en este capítulo.

La definición que podemos dar de "amalgama de cobre", es una amalgama suministrada en comprimidos en los que se han combinado el cobre y el mercurio. Para su empleo es necesario calentarlos lo que hace que el mercurio aparezca en la superficie. Esta operación indudablemente produce un aumento de la presión de vapor de mercurio, lo que lo hace potencialmente peligroso.

La amalgama dental será entonces una sustancia metálica empleada en odontología como material de obturación compuesta de plata, estaño, zinc y mercurio.

El hidrargirismo o mercurialismo es un estado patológico presentado por los sujetos expuestos al mercurio durante periodos prolongados.

La presión de vapor es la presión parcial de equilibrio de vapor en contacto con su forma líquida. Está relacionada con la fuerza requerida para liberar a las moléculas de la superficie del líquido, y depende de la naturaleza de la sustancia y de la temperatura.

El punto de fusión es la temperatura en la que hay un cambio del estado de sólido a líquido.

La tensión superficial es el fenómeno producido por la fuerte atracción que los átomos de la superficie de un líquido ejercen entre sí.

Enumeraremos los modos en que se emplea el mercurio en la odontología:

El mercurio puede emplearse en odontología: a) Como mercurio metálico en las amalgamas dentales. b) En forma de antisépticos.

Cuales son las propiedades físicas del mercurio metálico? Las propiedades físicas más importantes del mercurio metálico son: a) Alta presión de vapor. b) Alta densidad que es de 13.6 gr/cm cúbico. c) Alta tensión superficial 470 erg/cm cuadrado.

Debemos decir que la presión de vapor de mercurio sobre la contaminación del ambiente puede influir dentro del consultorio dental, porque, dado la presión de vapor del mercurio es tan alta, se volatiliza aún a temperatura ambiente; además la presión de vapor se incrementa con el aumento de la temperatura, haciendo que el riesgo de contaminación sea aún más alto.

Las tres causas más comunes de exposición al mercurio dentro del consultorio dental podrían ser: a) Por inhalación de vapor de mercurio en recintos no sellados, especialmente si la temperatura se eleva a más de 32 grados centígrados, o por salpicaduras o residuos. b) Por inhalación de vapor de mercurio liberado por el calor de tallado de pequeñas partículas de amalgama; o por polvo de amalgama inhalado a los pulmones. c) por absorción cutánea a través de manos contaminadas por manipulación del metal o equipo o superficies contaminadas.

¿Qué es el VIL? Es la concentración aérea del agente tóxico que se cree que casi todos los trabajadores pueden soportar diariamente, sin efectos adversos sobre su salud.

El VIL para el mercurio es: 0.05 mg / m cúbico de aire. Los niveles normales para el mercurio urinario, salival y sanguíneo serán: Los niveles aceptados como normales para el mercurio son 0.015 mg / litro de orina, 0.015 mg / 100 ml de saliva, y 0.1 mg / 100 ml de sangre. La importancia de hacer determinaciones periódicas de mercurio en orina, saliva y sangre en el personal dental. Es importante ya que muestra los niveles de mercurio a los que el personal dental está expuesto, y nos permite tomar medidas relacionadas con las reglas de la higiene del mercurio que deben ser observadas. Es posible minimizar los riesgos de exposición al mercurio durante su almacenamiento y manipulación: a) Guardando al mercurio sólo en recipientes irrompibles, firmemente cerrados y alejados de cualquier fuente de calor. b) Evitando derramar en el piso o los muebles del consultorio dental durante su uso.

c) Evitar tocarlo con las manos. d) Guardarlo los residuos de amalgama, si quedan, después de la trituración. Los riesgos de contaminación con mercurio durante su manejo pueden ser reducidos aunque esta sea fresca o seca o envejecida mediante:

a) Guardarlo los residuos de amalgama seca o vieja o fresca en envases irrompibles que puedan cerrarse herméticamente. b) Evitar triturarla en la palma de la mano. c) no utilizando condensadores ultrasonicos.

Explique las precauciones que deben tomarse en el ambiente físico de un consultorio dental, para observar una buena higiene del mercurio. a) El consultorio dental debe estar siempre bien ventilado. b) Evitar siempre usar alfombras en las zonas de trabajo. c) Cambio regular de los filtros en las unidades de aire acondicionado. Serían en determinado caso peligrosa la exposición al paciente del mercurio y a sus compuestos en el consultorio dental? No, no es muy peligrosa, porque: a) El breve tiempo que el paciente está en el consultorio dental. b) El hecho de que la amalgama dental o que las soluciones antisépticas basadas en compuestos de mercurio producen sólo ligeros aumentos de excreción urinaria de mercurio pero solo temporalmente.

## 20.- ORIFICACIONES.

### A. Indicaciones en Olorotología.

- 1.- Pequeñas restauraciones permanentes.
- 2.- Pacientes con baja actividad de caries.
- 3.- Ubicaciones sin intenso desgaste oclusal.
- 4.- Ubicaciones con acceso para una condensación adecuada.

### B. Composición.

1. Oro en hojas. Son delgadas hojas que contienen 99.99% de oro (oro cuatro nueves), arrolladas en cilindros o "cuerdas" y cortadas en comprimidos de distintos tamaños y pesos.



- Cantidades iguales de:
- A, Cilindros enrollados a máquina.
  - B, Oro mate.
  - C, Electraloy.
  - D, Goldent.
  - E, Comprimidos enrollados a mano.

2. Oro en hojas platinado. Delgadas láminas de platino atrapadas entre dos capas de hoja de oro arrolladas y cortadas igual que el oro en hojas.

3. Oro mate. Oro puro precipitado electrolíticamente. (vease siguiente figura).



Cristales de oro mate vistos a gran aumento.

4. Oro en polvo (por ejemplo, Goldent)  
Williams Gold Refining Co, Inc. Buffalo N.Y.

Mezcla de oro puro de tres tamaños de mallas (malla -100 a malla -325) con un indicador orgánico (de recocido), comprimido en cuerdas cortadas al tamaño adecuado y envueltas en hoja de oro. (Véase la siguiente ilustración). La masa de un comprimido es aproximadamente igual a la de 10 de oro en hojas. Otros productos de oro en polvo son el

- Filano. Baker & Co., Chicago, Ill.  
Karat. Cottrell & Co., London (Distributor).  
Biofil. B.L. Dental Co., Inc., Richmond Hill, N.Y.  
Anfill. G.C. Standard Dental Materials. Tokyo, Japan.

Mezcla de las partículas  
de oro tipo esférico del pro-  
ducto Goldent.

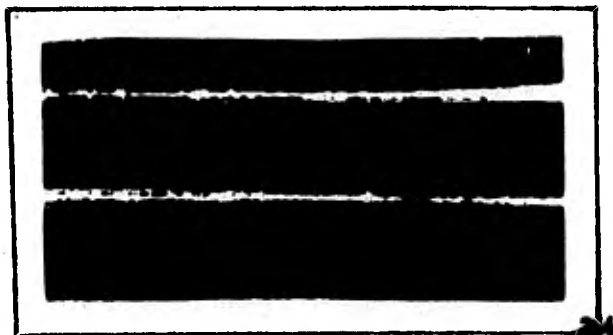


¡ Izquierda, Comprimido de oro en polvo.  
Derecha, el comprimido roto y abierto que  
muestra el polvo de oro en su interior.

5. Aleación de oro mate calcio.  
(por ejemplo Electraloy).  
Williams Gold Refining Co, Inc. Buffalo N.Y.

Tipo de oro mate procesado en un baño electrolítico, lavado, secado y cortado  
en forma de largas tajadas de 6 a 8mm (como se muestra en la siguiente figura)

Tiras de Electraloy recubier-  
tas de una capa de oro en hojas.



De acuerdo con el fabricante, la producción involucra la confección de la aleación de polvo de oro puro con una pequeña cantidad de calcio. La distribución del tamaño de las partículas y el sinterizado están algo modificados con respecto a los del oro mate para dar un producto con mayor densidad inicial que puede ser condensado con mayor rapidez. Se hace o se lo fabrica en tiras de anchos variables que se envuelven con una hoja de oro en hojas.

### C. Fabricación.

1. Oro en hojas. Se colocan hojas de 0.025mm de oro, de 30mm por 30mm entre capas de papel especial que mide 12 cm por 12 cm y se les mantiene unidos con burdas de papel pergamino, formando un "paquete", éste es golpeado por un martillo mecánico de 7 Kgr durante una hora y media. Se lo mueve a una posición diferente después de cada golpe. El golpearlo aumenta el tamaño de las hojas a medida que también las va adelgazando. El proceso se continúa después de reducir el espesor de las hojas a la cuarta parte, se arrollan nuevamente con una "Piel" de plástico especial. El pergamino se vuelve a emplear para envolver. El segundo golpeado se hace a mano con martillos hasta que el oro alcanza los bordes de los pergaminos. Las hojas se cortan en cuadros de 10 cm por 10 cm y se pasan a través de gas de amoníaco, que deja al oro no cohesivo. Se forman cilindros y cuerdas y se cortan a máquina para formar comprimidos de varios tamaños y pesos. El dentista o su asistente hacen comprimidos arrollados a mano con láminas de oro en hojas n.º 4.

2. Oro en hojas platinado. Este es fabricado de un modo similar al oro en hojas, excepto que se pone una lámina de platino entre dos capas de Oro en hoja antes del martillado. El platino puede representar un 15 a un 30 del volumen total de la aleación. Este metal aumenta la dureza de la restauración terminada. Esta aleación se emplea en zonas de excesivas tensiones o desgaste, tales como el borde incisal de los dientes anteriores, ya que es difícil de manipular.

3. Oro mate. Los pasos básicos en la fabricación de oro mate son los siguientes:

a) Se emplea un ánodo formado por una barra de oro y un delgado cátodo de oro en un baño electrolítico. Generalmente el oro del baño electrolítico realizado correctamente se depositará como una densa y lustrosa capa de metal. En el procesamiento del oro mate, no obstante, el voltaje (potencial) se aumenta, y los átomos de oro se fijan tan rápidamente al cátodo que no se orientan en una superficie metálica sólida y densa. En cambio, forman cristales siguiendo un patrón desordenado sobre la superficie y dejando grandes cavidades entre ellos, creando así las características porosidades del oro mate no condensado.

b) El oro se retira del cátodo eléctrico, se lava y se seca.

c) Se lo fragmenta en forma de cristales para dividirlos por tamaño por medio de un tamiz sónico (vibrador). Dentro del mismo hay seis mallas, estando la más grande arriba y las más pequeñas abajo. Se necesita la unión de varios tamaños de partículas de oro mate para formar el oro mate. (el tamaño promedio para la partícula de oro mate es de 10 a 20 micrones).

d) La conformación del oro mate comprende la confección de largas tajadas de 3 a 6mm de ancho y su colocación sobre una lámina termoresistente de Silicato de aluminio y Litio. (como se muestra en la siguiente figura).

Vista más de cerca que muestra ambos lados de una tira de oro mate. Notese la porosidad presente en un buen material de este tipo.



e) El sinterizado es un proceso de tratamiento térmico que comprende tanto tiempo como temperatura. Se calienta el oro inmediatamente por debajo de la temperatura de fusión; cuando los cristales comienzan a deshacerse o fundirse entre sí esto provoca una contracción de la tira original. Este proceso es fundamental para las monedas de trabajo del oro mate. La masa original se vuelve cohesiva. El sinterizado excesivo de las partículas de oro provoca una contracción exagerada y mayor densidad con la consecuente dificultad para la condensación.

f) El oro mate puede comercializarse en dos formas:

1. Como oro mate.
2. Recubierto con una lámina de oro y vendido como hoja mate.

#### D. Técnica de consultorio.

1. Campo seco. Los materiales para orificaciones requieren un campo totalmente seco. Es imperativo el uso de goma dique.

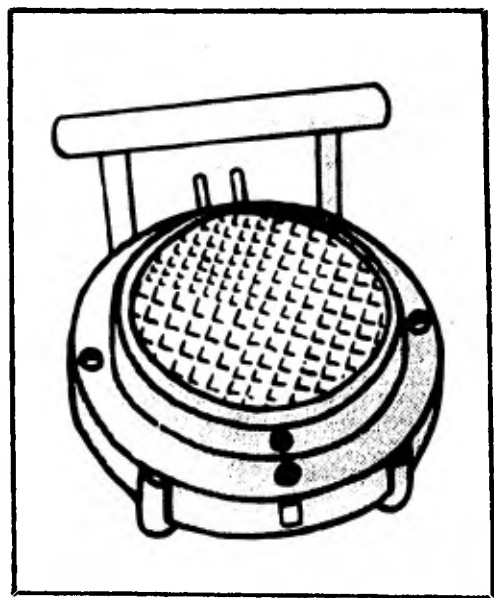
2. Recocido. El término recocido, posiblemente sea erróneo, dado que el principal propósito del proceso de recocido es eliminar el amoníaco que se depositó durante el proceso de fabricación. También se elimina la humedad.

a) Método de bandeja. Se calientan simultáneamente muchos comprimidos sobre una bandeja de mica que está sobre una llama de alcohol. (Fig. siguiente) o en una placa calentada por medios eléctricos. (como se muestra también en la siguiente figura) durante 10 min a 454 grados centígrados. Este método no es adecuado para el oro en polvo.

Bandeja de mica calentada sobre una llama de alcohol.



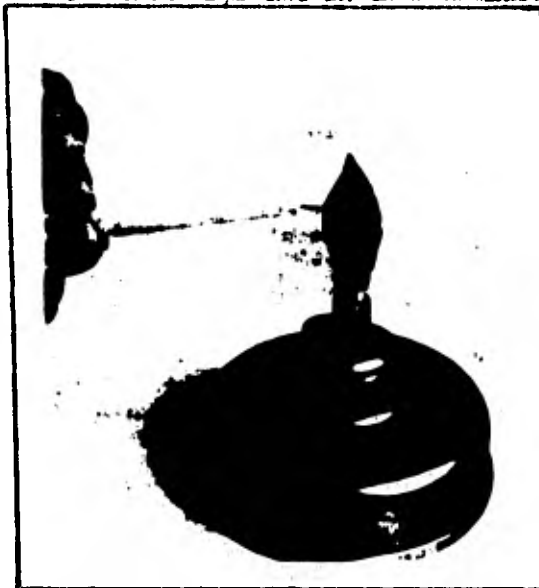
Plancha eléctrica para recocido.



b) Método con la llama de alcohol. Se calientan los comprimidos individuales sobre una llama de alcohol metílico o etílico a 540 grados centígrados o a 650 grados centígrados. El comprimido se mantiene con un alambre afilado de nicromo o una mecha lisa y se la pasa a través de la punta del cono interno de la llama con un movimiento len-

to y continuo para permitir que el oro adquiera un brillo rojo somero, (como se muestra en la siguiente figura).

Comprimido individual ablandado sobre una llama de alcohol puro. El comprimido de oro debe llevarse a través de la punta del cono a un arrol interno.



Si se lo calienta a un color rojo cereza el oro se vuelve más difícil de condensar. Un calentamiento insuficiente deja impurezas sobre la superficie del oro e impide su completa unión. El calentamiento del oro por encima o por debajo de la punta del cono a un arrol interno puede provocar su contaminación con carbón.

El oro en polvo requiere una técnica ligeramente distinta ya que el indicador orgánico (de ablandamiento) debe quemarse. Después de calentarlo en la llama de alcohol, el indicador orgánico estallará en una llama azul que arde durante dos o tres segundos, después de los cuales el comprimido adquiere un color rojo somero. Se lo retira entonces de la llama, se le deja enfriar, y se le lleva a la cavidad.

### E. Propiedades.

En el primer cuadro del capítulo se representaron diversos tipos de oro, y ahora se representan, en la siguiente figura se enumeran valores seleccionados.

Propiedades de los oros para orificar.

Material	Tiempo para preparar la probeta (minutos)	Peso específico	Dureza Knoop	Desviación estándar de la dureza	Desgaste en mm <sup>3</sup> por hora	
					Agente abrasivo Sílex	Crest
Oro mate Promedio	63	19.2	67.6	13.7	0.162	0.051
Oro en hojas N° 4 Promedio	59	19.3	77.3	10.7	0.160	0.047
Oro en polvo Promedio	61	18.9	66.5	12.6	0.166	0.047

1. Propiedades deseables.
  - a) Pueden soldarse a temperatura ambiente.
  - b) Maleable: Propiedad que permite que la restauración sea invertida y atada a su parte cavitaria.
  - c) Puede ser endurecido en frío.



- d) *Dúctil: Puede estirarse sobre las márgenes.*
- e) *La investigación de la filtración marginal en torno a distintos tipos de materiales para restauración de este tipo, con ayuda de fósforo radiactivo demostró que las orificaciones correctamente condensadas tienen un excelente sellado marginal.*
- f) *No son afectados por los fluidos orales: No se corroen ni se pigmentan en la boca.*

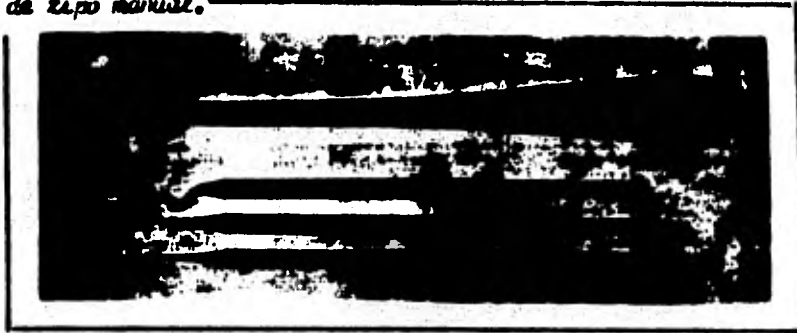
**F. Condensación.**

*1. Factores que la controlan.*

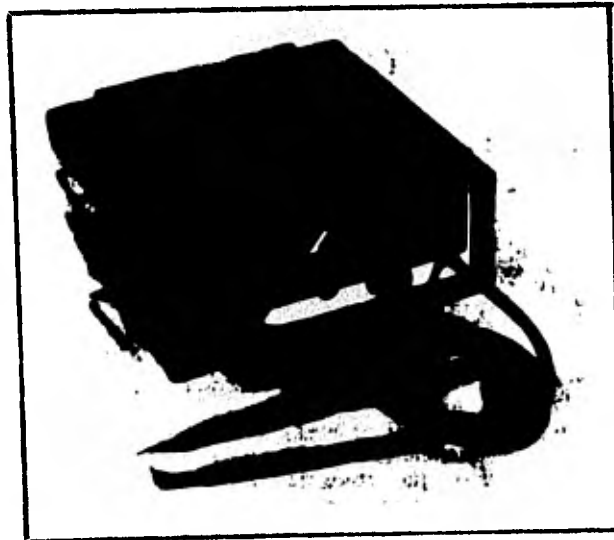
- a) *Fuerza del golpe del condensador. (ya sea manual o mecánico).*
- b) *Característica de resistencia del hueso de soporte y la membrana periodontal.*
- c) *Tamaño de la punta del condensador.*
- d) *Aplisonamiento adecuado.*

*2. Métodos de condensación.*

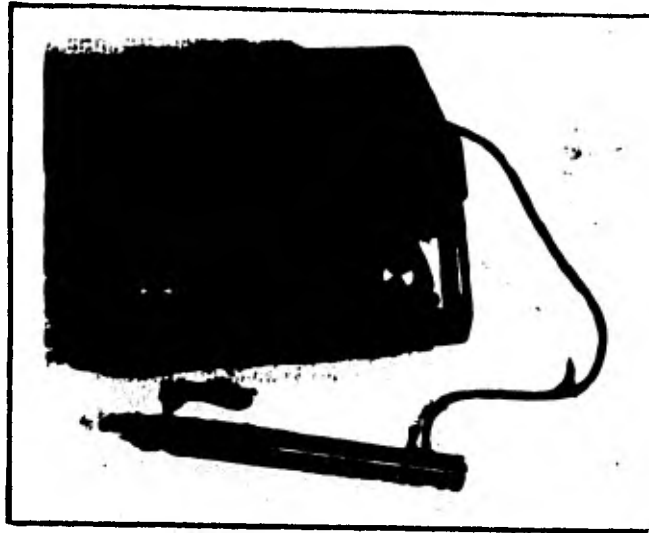
- a) *Martillo manual. (siguiente figura).  
Martillo para orificar y condensadores seleccionados para la condensación de tipo manual.*



- b) *Condensador neumático ( de Hollenbach ) Siguiete figura.*



c) Condensador eléctrico ( McShirley-Kerr ) Figura siguiente.



La orificación puede ser condensada tanto por medios mecánicos como por martillo manual.

Cuando se emplea un condensador mecánico, una fuerza de impacto de aproximadamente 7 Kgr aplicada a la punta del condensador de 0.5 mm cuadrados, condensará todos los tipos de oro cohesivo en forma adecuada.

El oro en polvo puede ser correctamente condensado en forma y con presión manual. Aproximadamente 2.5 a 3.5 Kgr de fuerza deben aplicarse a través del instrumento de 0.5mm cuadrados para convertir al polvo en una masa sólida. Se disponen de instrumentos que transmitirán la energía de condensación requerida sin penetrar en el comprimido. Los mejores resultados se obtienen con el uso del condensador convexo de superficie aserrada. Como se ilustra en la siguiente figura.



Condensadores manuales en los que puede verse la superficie convexa aserrada.

## G. *Acabado.*

El endurecimiento en frío de la superficie del metal es importante para la calidad de la restauración. La dureza " Brinell " del metal aumenta en relación directa con la cantidad del endurecimiento con el condensador y bruído de la superficie con el condensador.

## H. *Propiedades Biofísicas.*

- 1.- La salud gingival y el soporte periodontal resultantes son excelentes cuando los tejidos están en contacto con la restauración de oro.
- 2.- Se promueve la salud del tejido epitelial e histológicamente aparece comparable al tejido que contacta con esmalte sano o porcelana glaseada.
- 3.- Los registros indican que con el uso de una técnica adecuada, puede evitarse daño de tím pulnar.

### 1. Resumen de las características de trabajo de los materiales para orificios.

#### 1.- *Manipulación.*

- a) Oro en hojas. Metal en láminas miniaturizadas. Tenaz y susceptible a ser manipulado a través de un orificio cavitario.
- b) Oro mate. Fácil de manipular; no friable; tiene buenas cualidades para extenderlo.
- c) Oro en polvo. Tiende a ser friable, desmenuzable; necesita un orificio más grande. La mayor masa permite que la cavidad se llene con mayor rapidez.

#### 2.- *Características de condensación.*

- a) Oro en hojas. Alcanza o es suficiente utilizando el martillo solamente y se adapta muy bien a ángulos agudos.
- b) Oro mate. Se necesita presión manual para forzar la gran masa a su posición antes de que se produzca la verdadera soldadura. El martillo es efectivo después de la ubicación. Tiene tendencia a formar puentes.
- c) Oro en polvo. La presión manual es necesaria para forzar la gran masa de las partículas pulverizadas antes de que ocurra su soldadura. El martillado sólo es efectivo en una pequeña cantidad pero no así en una masa grande. También tiene tendencia a formar puentes.

#### 3.- *Características superficiales.*

- a) Oro en hojas. Blando, fácilmente trabajable.
- b) Oro mate. Es áspero cuando se lo trabaja. Requiere un recubrimiento de oro en hojas o de oro en polvo para facilitar el acabado de la restauración.
- c) Oro en polvo. Es medianamente trabajable.

## RESUMEN.

Como es costumbre, quiero describir en forma de pequeño resumen, los aspectos que a mi parecer son los más importantes del tema en cuestión.

El bruñido, es el proceso de entrecieramiento en frío de la superficie de la restauración en oro para orificaciones. La condensación es un término utilizado para describir la construcción del oro para orificar.

El condensador neumático, será pues, un martillo accionado por presión de aire. El Catch es un panel especial que mide 12 cm de lado embleado para separar láminas de Oro de 3 cm de lado para el proceso del martillado. Cuando decimos que un tipo de oro forma montes, quiere decir que hay cavidades y fosas en la restauración por anisotropismo y condensación irregularlos.

El martillo eléctrico es un martillo accionado eléctricamente. Recocido, es el tratamiento térmico de las partículas de oro que comprende tanto tiempo como temperatura. Los cristales comienzan a deshacerse y a fundirse entre sí. Esto provoca una contracción de la tira original.

Tamiz sónico es un aparato para determinar el tamaño de las partículas de oro.

¿Cuáles son los cuatro tipos distintos de oro para orificar? Los cuatro tipos son:  
1.- Oro en hojas. 2.- Oro mate. 3.- hoja mate, electraloy. 4.- Oro en polvo y  
5.- Oro en hoja platinado.

Decimos que una orificación está indicada en: Pequeños surcos oclusales, fosas vestibulares y linguales, pequeñas lesiones proximales de los dientes anteriores y pequeñas lesiones proximales de los caninos, erosiones gingivales, pequeñas lesiones cariosas gingivales.

¿qué se usa en la fabricación del oro en hojas para hacerlo temporariamente no cohesivo? Se utilizan gases de amoníaco.

En la fabricación de oro mate ¿qué es lo que hace que los cristales se formen irregularmente en lugar de hacer una superficie metálica sólida y densa? Esto se hace por la razón de que se aumenta el voltaje (potencial) y los átomos de oro son atraídos tan rápidamente el cátodo que no tienen tiempo de orientarse, de formar una superficie metálica sólida y densa.

¿qué es el sinterizado? Es un tratamiento térmico de las partículas de oro que comprende a la vez tiempo y temperatura. Los cristales comienzan a deshacerse y a fundirse entre sí. Esto provoca la contracción de la tira original.

¿Cuál es la diferencia entre el Oro-mate y el Oro en hojas? La hoja mate es oro mate con una lámina de oro en hoja que lo cubre.

¿Cuál es la diferencia entre el Oro-Mate y el Electraloy? De acuerdo con el fabricante, el Electraloy tiene una pequeña cantidad de calcio en él.

¿Cuál es el rango de tamaño de partículas en el oro en polvo (por ejemplo Goldent)? Las partículas oscilan entre malla 100 y malla 325.

¿cómo se mantienen juntas para su condensación las partículas de oro en polvo? Las láminas de oro en hojas sirven como envoltura que mantiene unidas las partículas de polvo.

¿Cuál es el objeto de combinar platino con hoja de oro? El platino aumenta la dureza de la restauración terminada.

¿qué efecto negativo tiene la combinación del platino sobre las características de trabajo del material? - -  
aumenta la dificultad de manipulación.

¿Por qué es tan importante la maleabilidad en una orificación?

Permite por medio de ésta característica que se ajuste bien a la pared cavitaria.

Enumere dos métodos en que pueda recocerse comprimidos simultáneamente.

Banqueja de mica sobre llama de gas. Y pequeña plancha caliente eléctrica.

¿qué tipo de alcohol debe utilizarse para el recocido de comprimidos simultáneamente?

Se debe utilizar alcohol Etilico o alcohol Metilico.

¿qué porción de la llama debe utilizarse para el recocido del oro para orificar?

Debe utilizarse la punta del cono azul interno de la llama.

¿qué efecto deletéreo se produce cuando el oro para orificar está poco recocido?

y, ¿qué otro efecto aparece cuando está sobrecocido? Si se ablanda poco, el comprimido -  
tendrá aún inmensas en la superficie. Si se le sobrecalienta el oro es demasiado difícil -  
de contener.

Enumere tres factores que controlan la condensación. La fuerza del golpe del condensador. El carácter de la resistencia del hueso de soporte y la membrana periodontal. El tamaño de la punta del condensador, y la cantidad adecuada de anisorientación.

¿qué hace el bruído sobre la superficie de la restauración? Aumenta la dureza -  
de tipo superficial.

¿en qué se diferencia el Oro en hoja del oro en polvo en cuanto a la preparación dentaria que se requiere? Ángulos agudos para el oro en hojas contra ángulos redondeados -  
para el oro en polvo. Pequeños orificios para la hoja, contra grandes aberturas para el oro en polvo.

¿qué tipo de oro para orificar tiene menos probabilidades de formar puentes?

Es el oro en hojas.

## 21.- ALEACIONES PARA COLADOS SOBRE LA BASE DE METALES PRECIOSOS.

### A. Aplicaciones en odontología.

- 1.- Incrustaciones.
- 2.- Coronas coladas 3/4 y completas.
- 3.- Puentes (retenedores y pñnticos).
- 4.- Esqueletos de prótesis parciales removibles (ahora infrecuente).

### B. Composición y propiedades.

- 1.- Elementos que forman la aleación. (véase primer cuadro).

a) Las aleaciones de metales preciosos para colados contienen principalmente oro, paladio y platino que se clasifican como metales nobles y plata. También contienen cantidades limitadas de elementos no preciosos tales como cobre, indio, estaño, zinc y hierro. La escala de quilates expresa la cantidad relativa de oro en una aleación, siendo el de 24 quilates oro puro. Las aleaciones de 12 y 18 quilates contienen un 50 % y un 75 % de oro - - respectivamente. La finura de una aleación de oro es el porcentaje del contenido de oro - - multiplicado por 10 (por ej., una aleación que tenga un 75 % tiene una finura de 750).

La finura se emplea rara o en las soldaduras para oros dentales, pero el quilate rara vez se usa en odontología.

b) El cobre, la plata, el paladio y el platino, sirven generalmente como elementos endurecedores en las aleaciones con alto contenido de oro.

c) El hierro y el estaño, en concentraciones mucho más bajas, son agregados endurecedores en las aleaciones en las que se va a fundir porcelana (PFM).

El indio, el hierro y el estaño también sirven para promover la unión de las porcelanas a las aleaciones para PFM por formación de óxidos adherentes estables.

### 2.- Tipos de aleaciones.

a) Aleaciones de alto contenido de oro.- Las aleaciones tradicionales para colados dentales de oro, contienen un 70% o más de oro, paladio y platino en peso. La norma - - mín. 5 de la Asociación Dental Americana, divide a estas aleaciones en cuatro tipos basados en las propiedades mecánicas. (véase siguientes figuras números 2 y 3).

Las aleaciones de tipo I son débiles, blandas y altamente dúctiles. Son útiles solamente en las zonas que no están sometidas a la tensión masticatoria, y no se las usa mucho en la actualidad.

Las aleaciones del tipo IV son relativamente duras y no dúctiles. Se las emplea cuando es necesaria alta resistencia como en las prótesis parciales. Tampoco son muy usadas en la actualidad.

Las aleaciones intermedias de tipo III. y II. se emplean en la mayoría de las restauraciones. Las del tipo II, se usan para incrustaciones en la que la posibilidad de bruñir - - los márgenes es más importante que la alta resistencia.

Las aleaciones del tipo III, se emplean cuando se requiere mayor resistencia, para incrustaciones y coronas 3/4, y para retenedores y pñnticos de puentes cuando el diseño de la restauración hace que la posibilidad de bruñir sea menos importante que la resistencia.

La composición típica de las aleaciones de alto contenido de oro se muestra en el cuadro núm. 2. Varios fabricantes agregan Indio en pequeñas cantidades aproximadamente al 0.1% como refinador de grano.

Las aleaciones del tipo III y IV tienen contenido cierto porcentaje de platino y paladio, como elementos endurecedores. (como se ve también en el cuadro núm. 2.), mientras que - - conservar un color dorado claro.

	Oro (Au)	Platino (Pt)	Paladio (Pd)	Cobre (Cu)	Plata (Ag)	Cinc (Zn)	Indio (In)
Peso específico	19,32	21,45	12	8,96	10,49	7,31	7,31
Punto de fusión	1945	3224	2829	1981	1761	787 (1863 B.P.)	313 (2842 B.P.)
Diámetro atómico	2,88	2,77	2,74	2,55	2,88	2,65	3,24
Reticulado especial	Cúbico a cara centrada.	Cúbico a cara centrada.	Cúbico a cara centrada.	Cúbico a cara centrada.	Cúbico a cara centrada.	Hexagonal compacto	Tetragonal a cara centrada
Actividad química	Inerte	Inerte	Leve	Muy activo	Activo	Muy activo	Activo
Color	Amarillo	Bianco	Bianco	Rojo	Bianco	Bianco	Bianco
Contenido apropiado	50-85 %	0-20 %	0-12 %	0-17 %	0-20 %	0-2 %	0-0,5 %
Densidad (peso específico)	Aumenta notablemente	Aumenta notablemente	Disminuye ligeramente	Disminuye	Disminuye	Disminuye	Disminuye
Color	Da color amarillo	Blanquea lentamente; se requiere un 12 %. No es blanco puro	Blanquea rápidamente; con sólo un 5 %.	Da un color rojo. Pátina oscura alta en cobre.	Blanquea muy lentamente; contra-rrresta el rojo del cobre. Crea un oro verde.	Los porcentajes son demasiado bajos como para tener efecto.	Porcentajes muy bajos
Fusión	Eleva levemente el punto de fusión.	Eleva bastante rápidamente el punto de fusión.	Eleva rápidamente el punto de fusión.	Disminuye el punto de fusión aun por debajo del suyo propio.	Ligero efecto; puede elevar o a veces disminuir levemente.	Disminuye el punto de fusión rápidamente; se lo encuentra en la mayoría de las soldaduras.	Disminuye rápidamente el punto de fusión. Puede usarse en la soldadura.
Resistencia a la pigmentación	Fundamental para que tenga una buena resistencia a la pigmentación.	Contribuye de manera importante la resistencia a la pigmentación	Aumenta la resistencia a la pigmentación pero menos que el oro y el platino.	Contribuye a la pigmentación en la llama, o con alimentos sulfurosos.	Se pigmenta en presencia de azufre.	Se pigmenta, pero en bajo porcentaje tiene poco efecto.	Pigmenta, pero menos que el cinc.
Tratamiento térmico endurecedor	Contribuye en forma importante con el cobre	Aumenta con el cobre.	Algunos aumentan con el cobre.	Es fundamental si la aleación endurece por tratamiento térmico.	Aumenta con el cobre.	Ligeramente con cobre.	Poco efecto.
Absorción de gases			Bastante alta para el hidrógeno		Relativamente alta para el oxígeno	Es un buen desoxidante	En un buen desoxidante.
Colabilidad			Los efectos no son críticos			Disminuye la tensión superficial y aumenta la fluidez.	El mismo efecto que el cinc, ligeramente mas leve

Cuadro núm 2. Rangos de composición de las aleaciones de oro para colaritos dentales. (Color Oro). Metals handbook, Cleveland, American Society for metals.

Tipo	Oro %	Plata %	Cobre %	Paladio %	Platino %	Cinc %
I	70-82.5	3-12	2-4.5	0-0.5	0-0.5	0-0.5
II	75-78	12-14.5	7-10	1-4	0-1	0.5
III	82-78	8-26	8-11	2-4	0-3	1
IV	80-71.5	4.5-20	11-18	0-5	0-3.5	1-2
Blanco	20-70	35-66	6-25	10-35		1-2

Cuadro núm 3. Propiedades mecánicas de las aleaciones de oro para colaritos dentales. Coleman, R.L. Research paper num. 32, U.S. Bureau of Standards, 1928.

Tipo	Tratamiento	NDB	Resistencia traccional final		Alargamiento %
			MN/m <sup>2</sup>	1000 N/pulg <sup>2</sup>	
I	Ablandada	45-70	200-310	30-45	20-35
II	Ablandada	80-90	310-380	45-55	20-35
III	Ablandada	95-115	330-395	48-57	20-25
	Endurecida	115-165	410-585	60-82	6-20
IV	Ablandada	130-160	410-520	60-75	4-25
	Endurecida	210-235	680-830	100-120	1-6

Las aleaciones del tipo III y IV, son susceptibles de tratamientos térmicos y pueden ser ablandadas o endurecidas con ciclos térmicos adecuados (véase cuadro núm 3).

Las aleaciones que contienen más de un 6% de paladio son normalmente blancas (no teñidas), las composiciones típicas de estas aleaciones se dan en el cuadro # 2. Son duras resistentes y susceptibles de tratamiento térmico, y tienen la propiedad mecánica característica de las aleaciones del tipo III y IV.

b) Aleaciones de bajo contenido de oro.- Las aleaciones están compuestas principalmente por oro, plata y cobre con un pequeño porcentaje de paladio y platino. El contenido de oro varía entre un 45 y un 60%. El principal incentivo del uso de estas aleaciones es el de ser económico; como el precio del oro ha aumentado, el uso de estas aleaciones de bajo contenido de oro ha aumentado en relación con las aleaciones de alto contenido de oro. (véase figura núm 1).

Son pocas las aleaciones que se comercializan con un contenido de oro entre un 55 y 70% porque la economía en el costo es demasiado pequeña.

Pocas aleaciones contienen menos de un 45% de oro debido a los problemas de pigmentación y de corrosión. Existe cierta tendencia en las aleaciones de este grupo a contener una cantidad adicional de paladio para contrarrestar el bajo contenido de oro.

Las propiedades mecánicas de las aleaciones de bajo contenido de oro generalmente se corresponden a las aleaciones de tipo III de la n.l.a. No estas aleaciones son resistentes y duras y tienen una moderada ductilidad.

Las aleaciones de bajo contenido de oro rara vez se emplean para incrustaciones, pero pueden ser muy adecuadas para coronas coladas completas.

c) Aleaciones de paladio-Plata. Las aleaciones que tienen paladio como principal ingrediente se emplean para varios tipos de aplicaciones.

Estas aleaciones poseen propiedades mecánicas similares a las aleaciones de oro de tipo III. Un aumento en el contenido de plata lleva a una mayor ductilidad y a una menor dureza, pero aumenta los problemas de corrosión. Estas aleaciones se emplean más común-



-te para coronas que para incrustaciones. A menos que se agreguen otros elementos estos materiales no son susceptibles de tratarse térmicamente, ni que formen sólo una solución sólida continua para todas las composiciones. (véase figura 2).

Precio del oro e introducción de variantes a las aleaciones de coronas y puentes tradicionales de la A. N.

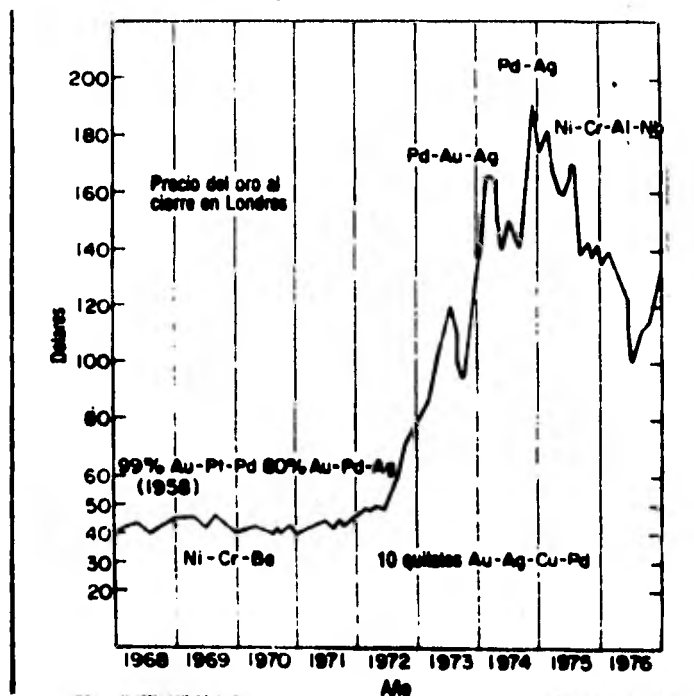
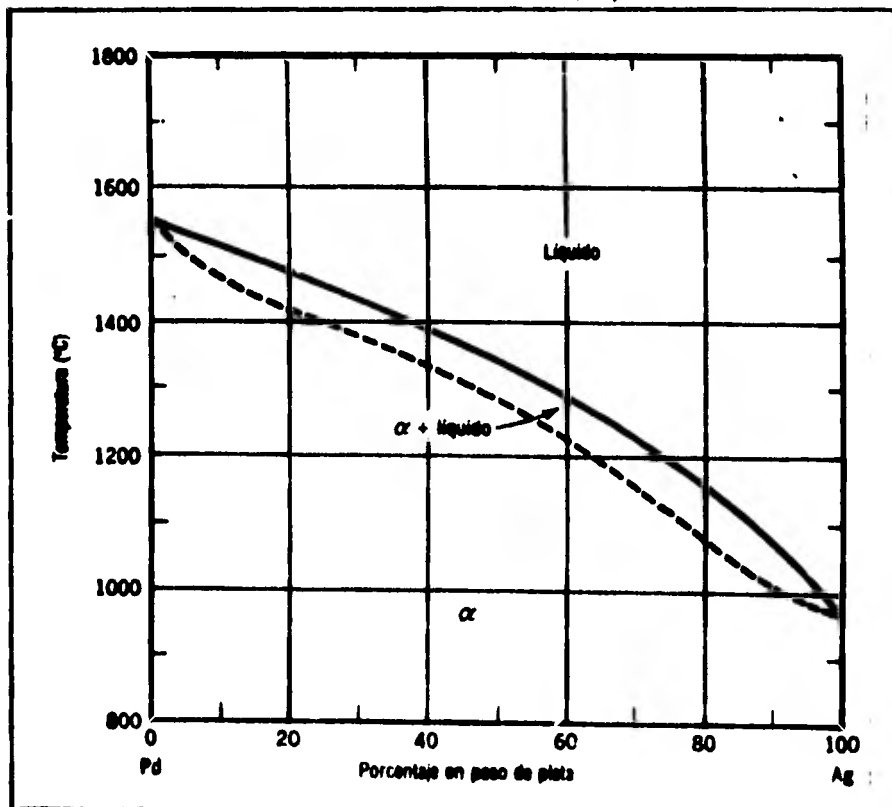


Figura número 2. Diagrama de fase paladio-plata por encima de los 300 grados centígrados. En estado sólido de forma para todas las composiciones una solución sólida, alfa.



Las aleaciones de alto contenido de paladio tienen sólo un pequeño porcentaje de otros metales preciosos. Pero se han usado para fundir porcelana sobre ella. Estas aleaciones han causado problema con el color de la porcelana debido a la formación de óxido de plata y a la volatilización de este metal.

d) Aleación para fundir porcelana sobre ella. (PFII). Las aleaciones que se van a usar como base de la porcelana tienen requerir de los especiales que no son comunes a las demás aleaciones. Esto se relaciona con la necesidad de desarrollar y mantener resistencia a la temperatura correspondiente a la aplicación de la porcelana, y a la capacidad de proveer una firme unión a la porcelana que se le aplica, además muchos diseños de este tipo de restauraciones enfatizan la necesidad de poder colocar en secciones delgadas y necesitar una alta resistencia a la fluencia. Se emplean para PEII tres grupos de aleaciones preciosas. (véase cuadro 4).

Cuadro núm. 4. Composición para aleaciones que se utilizan en PFII.

Aleación	Au	Pd	Ag	Sn	In	Pt	Fe
Cameco No*	0.95	49.95	42.20	6.66	—	—	—
Cameco blanco†	50.00	30.28	14.73	2.26	2.34	—	—
SAS-W‡	49.06	31.81	14.98	4.14	—	—	—
Cameco*	51.5	29.5	12.1	—	6.6	—	—
Vivostar*	54.2	25.4	15.7	4.6	—	—	—
Cameco†	87.7	4.6	1	—	0.6	6.1	0.2
Cameco No 1†	84	2	2.7	0.4	0.5	10	0.4

- I. Aleaciones que contienen más de un 90% de oro, platino, paladio, con pequeñas cantidades de Hierro, Indio y estaño como agentes de endurecimiento y unión.
- II. Aleaciones que contienen aproximadamente un 80% de oro, platino y paladio con vestigios de hierro, indio y estaño y el resto plata.
- III. Las aleaciones de alto contenido de paladio descritas en la sección (C).

Las aleaciones sobre las cuales se funde la porcelana son las más utilizadas en los laboratorios comerciales. Parecen, en la actualidad, constituir aproximadamente un 70% de todas las unidades coladas. Las aleaciones de tipo precioso están ahora en directa competencia con las no preciosas.

Las propiedades de importancia para estas aleaciones incluyen su capacidad de incluir o de producir buena precisión de colado en sus cortes transversales, alta resistencia a la fluencia, expansión térmica controlada y características superficiales adecuadas para unirse a la porcelana dental. La posibilidad de bruñir es una consideración secundaria.

Normalmente la unión comprende el uso de una aleación de metal precioso que contenga pequeñas cantidades de hierro, indio y estaño. La oxidación controlada de los colados durante un tratamiento térmico de degasificación produce una cubierta de óxido sobre la superficie de la aleación a la que se adhiere la porcelana.

Las propiedades de estas aleaciones se mejoran con un recalentamiento térmico. La reacción de precipitación durante el horneado de la porcelana durante este proceso aumenta la resistencia y la dureza de estas aleaciones. Son precipitados comunes las fases Hierro-platino y Oro-Estaño.

Se emplean mucho las aleaciones que contienen un 99% y un 90% de metales preciosos. Las aleaciones de níquel-cromo y otros metales no nobles que también se utilizan para fundir sobre ellas porcelana, son en general menos deseables debido al problema con la pre-

-ción de los colados, la oxidación y la unión con la porcelana.

### C. Tratamiento térmico

1.- Aleaciones para colados de metales preciosos. Exceptuando las aleaciones de tipo I y tipo II de alto contenido de oro, las aleaciones para colar metales preciosos responden al tratamiento térmico por cambio en sus propiedades y microestructura.

a) El tratamiento térmico ablandador (Homogeneizador) consiste en el calentamiento de la aleación a una temperatura de aproximadamente 65 grados centígrados por debajo de la temperatura de solidus, mantenida durante 10 a 30 minutos, y luego enfriada bruscamente a la temperatura ambiente.

b) El endurecimiento puede ser producido por uno de dos métodos:

Enfriamiento lento.

Tratamiento térmico a temperatura constante.

En cualquiera de ambos casos, el factor importante es el tiempo transcurrido a un rango de temperaturas críticas, entre el rango de ablandamiento y la temperatura ambiente. Esta temperatura crítica varía entre las aleaciones; generalmente cae a mitad de camino entre la temperatura ambiente y la temperatura de ablandamiento de la aleación.

c) Los ciclos térmicos para una aleación de alto contenido de oro de tipo III son los siguientes: El tratamiento ablandador consiste en mantener la aleación de 700 a 750 grados centígrados durante 10 minutos, y luego enfriarla bruscamente a temperatura ambiente.

El tratamiento endurecedor consiste en mantenerla durante 10 minutos entre 350 y 400 grados centígrados y luego enfriarla rápida o lentamente hasta la temperatura ambiente.

Las aleaciones de alta temperatura de fusión pueden requerir un tiempo más prolongado así como temperaturas más altas tanto como para los tratamientos térmicos ablandadores como para los endurecedores.

### D. Estructura cristalina.

1.- Estructura bísica. Todas las aleaciones para colar con base de metales preciosos se componen de elementos metálicos que contienen una estructura cristalina bísica o cara centrada. Con un tratamiento térmico homogeneizado apropiado, la mayoría de ellas pueden convertirse a una fase única.

2.- Precipitación. El tratamiento térmico endurecedor trae como resultado la precipitación de fases con otras estructuras cristalinas, y las aleaciones que endurecen pueden contener varias fases distintas.

3.- Ordenamiento. En estas aleaciones, puede producirse el ordenamiento. Éste es la redistribución de los átomos dentro de las celdas unitarias de la estructura cristalina. Puede provocar la aparición de una microestructura característica. Este mecanismo es importante en el endurecimiento de las aleaciones binarias de Oro-Cobre, pero es de importancia secundaria en las aleaciones dentales. (véase figuras 3 y 4)

Figura número 3. Reticulado de una aleación de Oro-Cobre ordenada con una alteración regular de átomos distintos en cúbica.

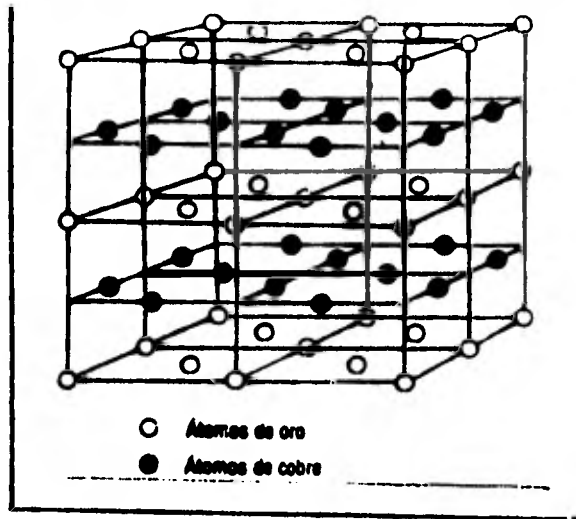
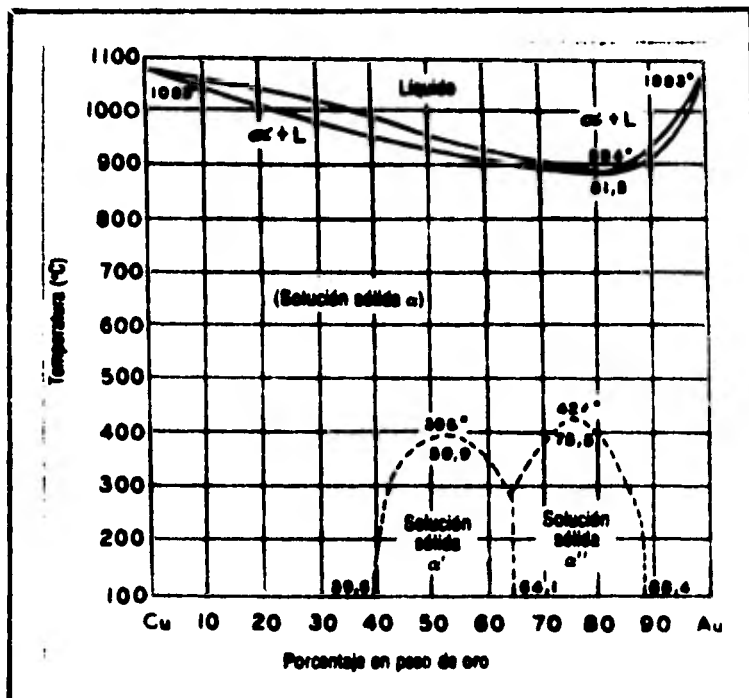


Figura número 4. Diagramas de fase Oro-Cobre. Los estados ordenados  $\alpha'$  y  $\alpha''$  pueden formarse con tratamiento térmico. La fase  $\alpha$  más blanda es la solución sólida desordenada formada por el calentamiento a 700 grados centígrados y enfriamiento brusco.



E. Microestructura. (estructura puntilar)  
(véase figuras número 5 y 6).

Figura n.º 5. Estructura puntilar dendrítica (esquelética o acicular)  
de una aleación de metal precioso colada.



Figura número 6. Estructura granular normal de una aleación de oro colada  
después del tratamiento térmico ablandador.



## E. Microestructura

1.- Estructuras coladas. Tanto la velocidad de enfriamiento como la tasa de nucleación son bastante elevadas para la mayoría de los colados dentales, así la estructura colada típica consta de granos finos y uniformes. Las estructuras granulares gruesas se encuentran más frecuentemente con las aleaciones blancas (Fill a menos que se emplee un refinator granular (por ej., Inidio).

2.- Estructura después del ablandamiento. Normalmente, las estructuras de fase única se observan en aleaciones que han recibido tratamiento térmico ablandador completo. (Homogeneizador).

3.- Estructura después del endurecimiento. El endurecimiento produce aparición de un precipitado discontinuo en el límite intergranular. Sin embargo, esta estructura no está relacionada con el endurecimiento. La causa principal del endurecimiento es la aparición de un precipitado submicroscópico continuo a través de los granos. Este es el resultado de la separación de fases de aleaciones dentro ricas en platino y ricas en cobre. Estas aleaciones que sufren un ordenamiento durante el endurecimiento presentan cambios en su microestructura.

## F. Importancia de varias propiedades mecánicas.

1.- Consideraciones prácticas. Las comparaciones de las propiedades mecánicas de estas aleaciones se hacen generalmente basándose en pruebas de dureza a la indentación y a las traccionales. Las propiedades de mayor importancia práctica son la resistencia a la fluencia, el alargamiento, y, en menor medida, el módulo de elasticidad.

a) Resistencia a la fluencia. Como cualquier distorsión permanente constituye un fracaso clínico, la resistencia a la fluencia es medida de la tensión funcional o lo que es lo mismo es una medida de la tensión funcional que puede soportar una aleación.

b) Alargamiento. Esta propiedad es de importancia como medida de la posibilidad de bruñir o adaptar los márgenes de los colados.

c) Módulo de elasticidad. Entre las aleaciones para colado con base de metales preciosos el módulo de elasticidad es fundamentalmente constante. Se vuelve de importancia considerable en la elección entre las aleaciones ricas y no ricas.

d) Dureza. Los valores de dureza se determinan a menudo como medios rápidos y no destructivos de estimar las propiedades traccionales en una aleación. La correlación entre la resistencia a la fluencia y la dureza a la indentación es alta.

e) Otras propiedades. La resistencia a la corrosión y la resistencia a la unión entre la porcelana y el metal son propiedades importantes que no se miden en el laboratorio. Se dispone de pruebas de detección, pero la evaluación final de estas características se hace por observación de los colados reales en función. En el cuadro núm. 3 se muestran las características propiedades mecánicas típicas de las distintas aleaciones de metales preciosos.

## G. Tendencias actuales.

1.- Incrustaciones. El uso tradicional de incrustaciones de clase I y de clase II principalmente con aleaciones hechas con alto contenido de oro según el tipo II de la A.D.A., está disminuyendo debido a la competencia de las demás aleaciones más económicas mejoradas junto con los altos costos del oro. Las aleaciones de bajo contenido de oro o que contengan un poco o nada en porcentaje de metales preciosos rara vez se usan en esta aplicación.

Debe mencionarse también que el adelanto de instrumentación de alta velocidad ha simplificado el tallado de los dientes favoreciendo así el recubrimiento total el cual en el pasado, el tratamiento de elección hubiera sido la inserción de granules incrustaciones. El desarrollo de sistemas de porcelanas fundidas sobre metal también ha dado impetu a la tendencia hacia el recubrimiento total reduciendo así marcadamente la colocación de coronas 3/4 que eran en el pasado usadas extensamente para los dientes anteriores.

2.- Coronas. La mayoría de las coronas coladas se hacen aún con aleaciones de alto contenido de oro de tipo III, pero se están usando aleaciones de bajo contenido de oro y sobre una base de paladio cada vez con mayor frecuencia.

3.- Puentes fijos. Las restauraciones que comprenden varias unidades adyacentes se hacen ahora comúnmente como colados únicos, en contraste con la técnica anterior de colar unidades individuales (pilares y puentes) y armarlos por medio de soldaduras. La mayoría de estas restauraciones se hacen ahora de porcelana fundida sobre metal más que de metal solo. En aquellos casos que no comprenden el uso de la porcelana, la aleación más usada es la de alto contenido de oro de tipo III, y también las aleaciones de bajo contenido de oro, aproximadamente, el 25% de estas unidades se hacen con aleaciones no preciosas.

4.- Prótesis parciales removibles. La mayoría de las prótesis parciales removibles se hacen ahora de las aleaciones de tipo no preciosas. Cuando se eligen las aleaciones de tipo precioso, generalmente es debido al módulo de elasticidad más bajo que presentan lo que permite a los retenedores penetrar en zonas retentivas más profundas y aplicar menores fuerzas a los dientes que la que soportarían con la alternativa de las aleaciones de tipo no precioso.

#### RESUMEN:

El colado es una de las técnicas más difundidas para la confección de restauraciones metálicas fuera de la boca. Se hace en cera un patrón de la estructura dentaria o aparato dental que se desea reproducir en metal. Se recubre la cera con un revestimiento cuya composición es una mezcla de hemihidrato alfa de yeso y sílice, que se une con el agua de la manera corriente. Una vez endurecido el revestimiento, se elimina la cera y se introduce el metal fundido en el espacio o molde dejado por la cera que se ha derretido. La estructura obtenida es una reproducción muy fiel del patrón, siempre que se haya seguido la técnica apropiada. En los capítulos siguientes se hará una descripción completa del procedimiento de colado.

Muchas de las consideraciones técnicas del procedimiento de colado se basan en el conocimiento de la aleación para colado. Por ello, es necesario analizar este aspecto del tema antes de entrar en los pormenores del procedimiento de colado. De acuerdo con la explicación de los líquidos bucales como agentes de corrosión.

quilates ley. El contenido de oro de la aleación dental se mide por el quilate o ley de la aleación. El quilate de una aleación es la cantidad o partes de oro puro, de un total de 24, que contiene la aleación. El oro de 24 quilates, por ejemplo, es oro puro; el oro de 22 quilates es una aleación de 22 partes de oro puro y las dos partes restantes pueden ser de otros metales. Igualmente, el oro de 18 quilates tiene 18 partes de oro puro y las 6 restantes de otros metales, y así sucesivamente.

Una manera más práctica de establecer el contenido de oro de la aleación es considerar su ley. La ley de una aleación de oro es la cantidad por mil de oro puro que contiene. Si, por ejemplo, el contenido de oro constituye las 3/4 partes de una aleación, su ley es de 750. La ley del oro puro es de 1000. El contenido porcentual de oro es numéricamente el décimo del valor de la ley. Se puede determinar la relación de ley y viceversa mediante una sencilla proporción directa:

$$\frac{\text{quilate}}{24} = \frac{\text{Ley}}{1000}$$

Las relaciones de quilate y de ley revisten importancia para el odontólogo fundamentalmente como estimación del valor económico y de la resistencia a la deformación y el desgaste de la aleación; en los casos de los casos tienen importancia secundaria como índices de las propiedades mecánicas del tipo de aleación.

**Composición.** Las aleaciones de oro para colados dentales se clasifican de acuerdo con su composición en cuanto esta afecta su dureza superficial, teniendo en cuenta que por lo general la dureza es proporcional a la resistencia, es decir, mayor dureza indica mayor resistencia. Según los requisitos actuales de la especificación n.º 5 de la A.D.N. la clasificación del cuadro siguiente probablemente refleja las propiedades y composiciones más aceptables de las aleaciones de oro para colado dentales.

*Clasificación de aleaciones de oro para colados.*

Tipo	Metales del grupo del oro y platino (porcentaje mínimo)	NDV (VHS)* (abundancia)	
I (blando)	83	50	90
II (mediano)	78	90	120
III (duro)	78	120	150
IV (extraduro)	75	150	

En el siguiente cuadro se hallan los límites de composición probables de las aleaciones (color oro) comerciales en plaza. Para obtener resultados seguros, y estar sin preocupaciones hay que elegir únicamente las aleaciones de oro para colados que cumplan los requisitos de la especificación n.º 5 de la A.D.N. que se refiere a las aleaciones de oro para los colados dentales.

Una de las consideraciones importantes de la composición de las fórmulas de aleaciones de oro para colados dentales es que deben de contener la suficiente cantidad de metal precioso para asegurar que éstas no cambien de color por la acción de los líquidos bucales. Además, la temperatura de fusión de la aleación debe ser lo suficientemente baja para que la aleación se funda en concordancia con la práctica odontológica corriente.

La básica es una aleación de oro, cobre y plata, como lo señalan los límites de composición de las aleaciones del tipo I. (también en el cuadro siguiente).

*Límites de composición porcentual de aleaciones de oro para colados dentales.*

Tipo de aleación	Componente					
	Oro	Plata	Cobre	Paladio	Platino	Cromo
I	80.2-95.8	2.4-12.0	1.6-6.2	0.0-3.6	0.0-1.0	0.0-1.2
II	73.0-83.0	6.9-14.6	5.8-10.5	0.0-5.6	0.0-4.2	0.0-1.1
III	71.0-79.8	5.2-13.4	7.1-12.6	0.0-6.5	0.0-7.5	0.0-2.0
IV	62.4-71.9	8.0-17.4	8.6-15.4	0.0-10.1	0.2-8.2	0.0-2.7



Raras veces las aleaciones del tipo I contienen Platino. Sin embargo, en la mayoría - - le estas aleaciones suele haber una pequeña cantidad de platino. Cuando se necesita ma- - yor resistencia y dureza, se añade platino y más platino a los otros tipos.

### Efectos peculiares de los componentes.

Como se deduce en el cuadro anterior, muchas de las aleaciones dentales son complejas y contienen 6 componentes metálicos, o más. Resulta imposible estudiar estos sistemas me- - diante diagramas de composición, como lo hacíamos con las aleaciones binarias. Gran parte - de la información concerniente a los efectos de los diversos efectos es empírica, obtenida de composiciones de una enorme cantidad de aleaciones en relación con sus propiedades fi- - sicas. Las siguientes observaciones de los efectos de los efectos de los diferentes meta- - les constitutivos en las aleaciones fueron hechas sobre la base de las elecciones de esos estudios y la experiencia en general.

Oro. El oro es, por supuesto el principal componente de las aleaciones cuyo - color es el de este metal. La función más importante, además de dar color, es conferir a la - obturación: a) Resistencia a la restauración de que se trate, con respecto de la pigmen- - tación. b) Resistencia al deslustrado.

Como ya hemos dicho, la resistencia a la pigmentación y al deslustrado, se considera - que es una función lineal del contenido de oro cuando se halla combinado con metales de ba - se. Por lo general, para que la resistencia a la pigmentación y a la corrosión en la boca - sea adecuada, el número de átomos de oro debe, por lo menos igualar al número de átomos del - metal de base. Partiendo de esto, el contenido de oro de una aleación de oro ha de ser por - lo menos del 75% de oro por peso. Sin embargo, el oro puede ser sustituido por platino y por - paladio hasta cierto grado, según lo indicado por los requisitos de la especificación núm. - 5 de la A.D.A. Señalamos que a causa de su bajo peso específico, un peso equivalente de pa- - ladio aporta el doble de átomos que el oro o el platino.

c) El oro también confiere ductilidad a la aleación. Eleva el peso específico junto - con el cobre. También junto con el cobre es un factor que interviene en el tratamiento té- - rrico de las aleaciones de oro.

Cobre. La contribución más importante del cobre a la aleación de oro es:

a) El aumento de la resistencia. b) El aumento de la dureza.

El número de dureza Brinell del oro puro es de 32, pero con la incorporación del 4 % de cobre eleva la dureza hasta el 54. La dureza de las aleaciones ternarias de Oro-Plata- - Cobre aumenta en relación directa al cobre añadido hasta 30%.

Este aumento se debe al tratamiento endurecedor en combinación con oro, platino, pala- - dio y plata. La aleación debe contener más del 4% de cobre para que este surta efecto en el - tratamiento térmico endurecedor. Si hay entre 8 y 25 % de cobre en la aleación, el endureci- - miento se produce fácilmente. Sin embargo, el cobre reduce la resistencia a la pigmentación - y a la corrosión de la aleación, y por ello, su uso en las aleaciones dentales es limitado.

El Cobre hace descender el punto de fusión de la aleación y también tiende a acortar - la diferencia de temperatura entre los límites superior e inferior del intervalo de tem- - peratura. Como hemos establecido, la mayoría de las aleaciones se solidifican en un inter- - valo de temperatura; y, por lo general, cuanto más baja es la temperatura, tanto menor es la - nucleación previsible en la aleación. (En ausencia de refinadores de los granos).

En las cantidades con que se les usa en la aleación de oro dental, El Cobre aumenta - la ductilidad. El cobre también imparte su color tipo rojo a la aleación.

Plata. Aunque la plata puede afectar el tratamiento térmico en combinación - con el cobre, suele ser neutra. Tiende a embalar, hacer la aleación y enriquecer el color ama- - rillo al neutralizar el color rojo aumentado por el cobre. En ciertos casos, contribuye a - la ductilidad de la aleación de oro, particularmente en presencia de paladio. Se puede aña-

-dir nata en vez de oro, y ello influirá poco en las propiedades mecánicas, pero la resistencia a la corrosión disminuirá.

Platino. El platino actúa como endurecedor eficaz de las aleaciones de oro, si la concentración es suficiente. Asimismo, aumenta la resistencia a la oxidación y a la corrosión.

Uno de los factores que limita el uso del platino es su costo y el efecto que ejerce en el punto de fusión. Las aleaciones dentales de oro se solidifican alrededor de los 1000 grados centígrados. Para evitar un incremento significativo en la temperatura de solidificación, el contenido de platino no excede, por lo general, de 3 a 4%.

El platino blanquea las aleaciones de oro. Además, reacciona con el oro y el cobre para producir un endurecimiento eficaz.

Paladio. Como el paladio es más barato que el platino, se suele reemplazar por este en las aleaciones. Esta sustitución da buenos resultados, porque el paladio se comporta de manera similar dentro de la aleación a como lo hace el platino, aunque su efecto endurecedor de la solución es mayor que el del platino. El peso específico del paladio es inferior al del oro y el platino. Por ello, reduce el peso específico de la aleación por unidad de volumen.

Si bien el paladio funde a una temperatura inferior, eleva la temperatura de fusión de la aleación con mayor eficacia que el platino. Por lo tanto, hay que incluirlo en las aleaciones de oro con mayor parsimonia que el platino. Si todas las otras condiciones permanecen iguales. No obstante, por lo general, las aleaciones modernas contienen algo de paladio, independientemente de la presencia de platino. El paladio confiere: a) resistencia y b) dureza, a las aleaciones de oro, pero a este respecto no es tan eficaz como el platino.

El paladio emblandece la aleación más que ningún otro componente común. Con sólo 5 a 6% de paladio hay un emblandecimiento decidido dentro de la aleación. En el párrafo siguiente veremos que el paladio es el principal componente activo del "Oro blanco", usado en odontología.

Zinc. El zinc se añade como pequeñas cantidades como elemento depurador. Se combina con todos los óxidos presentes y por ese medio acrecienta la colabilidad de las aleaciones. También hace descender el punto de fusión. En combinación con el paladio contribuye a la dureza. También puede emblandecer la aleación, aunque esto no es apreciable a las concentraciones generalmente usadas.

Indio. Algunos fabricantes añaden Indio como elemento depurador, que se considera menos volátil. Favorece también a la producción de granos de tamaño uniforme y la fluidez de colado.

Estructura granular. Uno de los factores que influye sustancialmente en la resistencia de los metales es el tamaño de los granos. El refinado del tamaño de los granos ha constituido una parte importante de la investigación para aumentar la resistencia de las aleaciones de oro para colar los dentales.

En la siguiente figura se ilustran dos colados tratados con ácido, de coronas completas, todavía unidas a sus pernos. Es fácil ver la diferencia del tamaño granular entre la aleación de grano grueso unos (300 micrones) y la aleación de grano fino (60 micrones)

Los colados tratados con ácido, de coronas completas. Se observa claramente el tamaño granular de la aleación de la derecha, que es mayor.



Si todas las otras condiciones son iguales, por lo general, la estructura granular fina es superior a la estructura granular gruesa en propiedades mecánicas tales como la resistencia al alargamiento y a la tracción. Como se ve en el siguiente cuadro, por ejemplo, la aleación de oro dental del tipo I con estructura granular nucleada o fina (diámetro granular promedio es de 115 micrones) experimenta un aumento del 29% y del 23% en estas dos propiedades, en comparación con la estructura granular no nucleada o gruesa (diámetro granular promedio de 1050 micrones). No se comprobó tampoco que otras propiedades, tales como la dureza y la resistencia a la fluencia, cambien con el afinado de los granos.

Al incrementar el alargamiento y la resistencia de una aleación se eleva también la tenacidad. Recordamos que la tenacidad se define como la superficie que se halla debajo de la curva tensión deformación, pero una buena regla práctica para hallar los valores numéricos de tenacidad es multiplicar la resistencia a la tracción por los valores del alargamiento. La tenacidad es importante en actividades de trabajo, tales como bruñido, pulido e integridad marginal. En el caso de prótesis parciales, las abrazaderas suelen ser bastante delgadas, del orden de los dos milímetros o menos en su corte transversal, y cuando el metal es de grano grueso puede llegar a componerse de un solo grano. El producto es una debilidad estructural que puede resultar en una falla quebradiza del aparato.

**Temperatura de fusión.** Es importante que el odontólogo conozca el intervalo de fusión de la aleación de oro para colado, para saber la temperatura aproximada a la que hay que calentar esa aleación al colarla. La aleación debe estar completamente líquida a la temperatura de colado para que se le pueda introducir al molde. Por consiguiente, hay que calentar la aleación por encima de la temperatura correspondiente al liquidus. El intervalo de temperatura de fusión, así como la temperatura de colado, debe darlos el fabricante de la aleación. Por lo general, la temperatura de colado aconsejada es de unos 65 grados centígrados por encima de la temperatura del liquidus.

Es costumbre determinar la temperatura de fusión de las aleaciones de oro dentales con arreglo a las indicaciones de la especificación n.º 5 de la A.D.A. El ensayo consiste en someter una muestra de aleación a una tensión especificada a la tracción, a temperaturas relativamente crecientes en progresión. La temperatura a la que la aleación se fractura bajo tensión se denomina temperatura de fusión. El valor mínimo de esta temperatura es de 930 grados centígrados para aleaciones del tipo I.

900 grados centígrados para las aleaciones del tipo II y III.

870 grados centígrados para aleaciones del tipo IV.

La temperatura de fusión no indica el liquidus ni el solidus de la aleación sino una temperatura intermedia, que visiblemente está más cerca del liquidus que del solidus.

Es sumamente valioso estimar la temperatura máxima a la que es posible soldar una aleación. En todos los casos, al intentar el metal a esa temperatura, se deforma y se transforma parcialmente. Es de gran importancia conocer el límite inferior del intervalo de fusión al seleccionar la soldadura que se ha de usar con una determinada aleación.

*Propiedades físicas de aleaciones dentales de oro pura colados.*

Hay una relación definida entre el número de dureza Brinell y las aleaciones y la resistencia a la tracción. Se multiplica el número de dureza Brinell por 500, se obtiene un valor estimativo de su resistencia final a la tracción. Se obtiene un valor estimativo del límite proporcional de la aleación en libras por pulgada cuadrada multiplicando el número de dureza Brinell por 400.

Como se observó en el siguiente cuadro el aumento de la resistencia a la tracción, límite proporcional y dureza suele ir acompañado de una disminución de la ductilidad. Con la composición apropiada, se obtiene un valor comparativamente más elevado para el porcentaje de alargamiento con propiedades de resistencia relativamente altas.

*Clasificación de las aleaciones de oro pura colados dentales.*

*Las aleaciones enumeradas en los cuadros (anterior y siguiente)*

*Propiedades mecánicas de las aleaciones de oro dentales pura colados.*

Tipo	Tratamiento	BHN	Resistencia final a la tracción	
			(100 Kg/cm <sup>2</sup> )	(1 000 psi)
I	Ablandada	15-70	21-32	30-45
II	Ablandada	80-90	32-38	45-55
III	Ablandada	95-115	34-40	48-57
IV	Endurecida	115-165	42-57	60-82
	Ablandada	130-160	42-52	60-75
	Endurecida	210-235	70-84	100-120

Tipo	Tratamiento	Límite proporcional		Alargamiento (porcentaje)
		(100 Kg/cm <sup>2</sup> )	(1 000 psi)	
I	Ablandada	6-10	8-15	20-35
II	Ablandada	14-18	20-25	20-35
III	Ablandada	16-21	23-30	20-25
	Endurecida	20-41	29-58	6-20
IV	Ablandada	24-33	35-47	1-25
	Endurecida	42-64	60-92	1-6

-se clasifican de acuerdo con su uso, así como con su dureza y otras propiedades. Por lo general se considera que una aleación cuyo número de dureza Vickers es inferior a 50 (BHN 40) es demasiado blanda para ser usada en la boca. Estas aleaciones experimentan deformación plástica bajo tensión hasta que no endurecen por deformación para poder resistir las fuerzas, por razones obvias, la deformación inicial es totalmente inconveniente en una incrustación u otro tipo de restauración similar; por lo tanto, se la evitará usando aleaciones más duras y resistentes.

**Tipo I.-** Los valores de dureza Vickers de las aleaciones deben hallarse entre 50 y 70 (BHN 40 a 75), deben experimentar un alargamiento de por lo menos 18%. Como señaláramos antes, se trata fundamentalmente de aleaciones de oro, plata y cobre, que raras veces contienen platino o paladio.

Son bastante dúctiles, se les bruñe con facilidad y poseen un límite proporcional relativamente bajo, como lo indica la clasificación similar del cuadro anterior (tipo I).

No se les puede someter a tratamiento endurecedor. Sus puntos de fusión son muy ele-

-vados y hay que calentur a temperaturas que excedan levemente le 950 a 1050 grados - - centígrados para que se fundan completamente.

Las aleaciones del tipo I son aleaciones que se utilizan para incrustaciones de oro - que no se hallan sometidas a grandes esfuerzos, tales como las cavidades simples proximales de incisivos y caninos, y en las del tercio gingival. Las aleaciones más duras de este tipo se usan como incrustaciones en cavidades talladas en las caras proximales de molares y molares y en las superficies proximales de incisivos y caninos que requieren la eliminación y restauración del ángulo incisal. El uso de las aleaciones del tipo I no está muy difundido, pues las aleaciones de mayor dureza logran la misma finalidad.

Tipo II. Las aleaciones pertenecientes a este grupo tienen números de dureza - Vickers que varían de 90 a 120 (BHN de 70 a 100), según la especificación de la Asociación dental Americana. En realidad, muchos de las aleaciones comerciales de clasificación similar se agrupan entre los números de dureza Brinell entre el 80 y 90 en el estado ablandado.

Este tipo contiene algo de paladio y platino, y el del contenido de cobre es más elevado que el del tipo anterior. Con frecuencia estas aleaciones son clasificadas como "Claras" y "Oscuras", de acuerdo con la cantidad de cobre que contengan. Su temperatura de fusión es algo inferior a las de las aleaciones tipo I. Se funden completamente a temperaturas mayores de los 927 a 971 grados centígrados.

Aunque las propiedades traccionales de estas materiales son algo superiores a las de las aleaciones del tipo I, poseen casi los mismos valores de alargamiento porcentual que el grupo anterior. Si bien es posible usar las aleaciones del tipo II para cualquier tipo de aleación, no se las utiliza en forma amplia por las mismas razones mencionadas para las aleaciones del tipo I.

Tipo III. De conformidad con la especificación n.º 5 de la A. D. A. los números de dureza Vickers deben estar entre 120 y 150 (BHN 90 a 140), en el estado ablandado. Este grupo de aleaciones contiene paladio y platino, que confieren mayor resistencia. Sin embargo, la concentración no alcanza a elevar la temperatura más allá de la correspondiente al intervalo del soplete dental de aire-gas. Debido al platino y al paladio que contienen, tiende a ser de color amarillo más claro que los otros tipos de aleación. El alargamiento porcentual de estas aleaciones es menor que el de los tipos anteriores. Se prestan al proceso endurecedor, que produce un marcado descenso de la ductilidad.

Como señaláramos antes, estas aleaciones han desfilazado a las de los tipos I y II en el uso. Están indicadas para coronas o pilares de dientes sometidos a fuerzas intensas durante la masticación.

Tipo IV. Se necesita una clasificación especial para estas aleaciones aptas para aparatos colados grandes, tales como sillars, prótesis parciales de una pieza y barras linguales. Para estas aleaciones se requiere decididamente resistencia y resistencia, pero la temperatura de fusión no puede ser excesivamente alta, porque hay que fundir una cantidad considerable de aleación de una sola vez. Por ello, la temperatura de fusión de este tipo de aleación, entre 871 y 982 grados centígrados, es menor que la de los otros tipos.

Se hace descender la temperatura de fusión agregando mayor cantidad de cobre a ellas del oro. Esta aleación de oro se emplea para el colado de aparatos removibles que se llevan o piden fuera de la boca. Por ello, hay que sacrificar una cierta cantidad de protección a la cimentación y testado. Se puede aumentar levemente el contenido de paladio y platino de modo que se puedan incluir en este tipo las aleaciones más resistentes y duras de toda la serie.

El número de dureza Vickers de estas aleaciones debe de ser de 150 (BHN 130) o mayor después del tratamiento térmico de ablandamiento. Todas las aleaciones se prestan al tratamiento térmico endurecedor. En realidad, su respuesta al tratamiento endurecedor es, por lo general, la mayor magnitud que la de otras aleaciones. Usualmente el alargamiento

-niento porcentual de este tipo de aleaciones es comparativamente bajo, en particular des-  
-pués del proceso de endurecimiento. Se deberá tener en cuenta, esta falta de ductilidad al  
-realizar doblamientos u otros ajustes del ararato, una vez colado.

#### aleaciones de oro "Blanco".

Todas las aleaciones hasta aquí descritas son de color "Oro", porque, por lo general, -  
-predomina el color característico del oro. Dijimos que es posible blanquear la aleación, o  
-platearla, agregando, platino, paladio o plata. Asimismo, podemos emplear el níquel, pero se usa  
-con gran rareza debido a su tendencia a fragilizar la aleación y disminuir su resistencia  
-a la pigmentación y el desmenuzamiento.

Hay dos variedades de "Oro Blanco". La aleación más cara es una verdadera aleación -  
-de oro, pero que contiene cantidades substanciales de paladio y platino. El paladio blanco, sea  
-la aleación de oro mejor que la aleación de oro combinado con platino. El oro cuando se  
-le mezcla con paladio adquiere un color blanco grisáceo con un 10% de paladio, mientras  
-que se requiere un 25% de platino para conseguir el mismo efecto. El punto de fusión de es-  
-tas aleaciones es relativamente alto, debido al elevado contenido de paladio y platino. Se  
-las puede obtener en los tipos II; III y IV.

Las aleaciones de oro blanco de menor costo contienen poco oro y en realidad -  
-habría que llamarlas aleaciones de "Plata-Paladio".

Todas estas aleaciones son duras, y sus números de dureza Brinell son superiores a -  
-100 en el estado ablandado. Por lo general, su ductilidad es menor que las de las aleaciones  
-de color oro, y su resistencia a la pigmentación y al desmenuzamiento es claramente inferior.  
-Como se desprende del alto contenido de paladio, el límite superior de su intervalo de fu-  
-sión es elevado, de unos 1027 grados centígrados. En consecuencia, resulta, difícil fundirlos  
-con un soplete gas-aire. Salvo que se tomen precauciones especiales, la aleación se oxida.

Estas aleaciones son susceptibles de ser endurecidas, pero este tratamiento reduce el  
-porcentaje de alargamiento a valores tan bajos como 2%.

#### Contracción de colado.

Como se dejó establecido en el capítulo, la mayoría de los metales y aleaciones se con-  
-traen al pasar del estado líquido al estado sólido. El oro y sus aleaciones no son la excep-  
-ción a la regla.

Esta consideración es importante en el procedimiento de colado dental. Si, por ejemplo,  
-el molde para una incrustación es la reproducción fiel de la estructura dentaria perdida, -  
-la incrustación de oro, una vez colada, será demasiado pequeña, debido a la magnitud de su con-  
-tracción de colado.

La contracción se produce en tres períodos:

- a) Contracción térmica del metal líquido entre la temperatura a la cual es calentado  
-y la temperatura del líquido.
- b) Contracción del metal correspondiente a la transformación del estado líquido en -  
-estado sólido.
- c) Contracción térmica del metal sólido a la temperatura ambiente.

Es probable que la contracción mencionada en primer término no tenga consecuencias, -  
-porque a medida que el metal líquido se contrae en el molde, el metal fundido sigue  
-hacia el molde para compensar esta contracción. Se ha medido la contracción térmica de  
-cierto número de aleaciones y oros dentales, y los resultados figuran en el cuadro siguien-  
-te.

Porcentaje de contracción térmica lineal de Aleaciones de oro y del oro a  
-partir de sus puntos de fusión (Solidus).

Metal	Contracción térmica desde el punto de fusión hasta 25°C (porcentaje)
Oro (100 por cien)	1.76
Oro (90 por 100), plata (10 por 100)	2.03
Oro (90 por 100), cobre (10 por 100)	1.62
Oro (90 por 100), níquel (10 por 100)	1.91

Con la intención de determinar el efecto del segundo período se hicieron varios colados de aleaciones con una técnica dental, en un molde cilíndrico de 3,2mm de diámetro y de 70,7mm de longitud. Se midió cuidadosamente la longitud del molde. Por ello, el porcentaje de acortamiento del cilindro colado en comparación con la longitud original representa la contracción lineal del colado. Se hicieron muchos colados de diferentes direcciones, formas y composiciones, y el valor final de contracción de colado que se obtuvo fue de 1.07 a 1.42 por 100.

Es evidente que el valor obtenido para la contracción de colado es menor que los valores de contracción lineal de colado que se hallan en el cuadro anterior, a pesar de que la contracción de colado así determinada incluyó la contracción de solidificación y la contracción térmica.

Esta situación evidentemente anómala puede ser explicada por dos suposiciones lógicas:

1.- Cuando el molde comienza a llenarse con metal fundido, este empieza a solidificarse en las paredes del molde, porque la temperatura de este es inferior a la del metal fundido.

2.- Durante el enfriamiento inicial, la primera capa de metal que solidifica contra las paredes del molde es débil, y tiende a adherirse al molde hasta que adquiere suficiente resistencia durante el enfriamiento, y se separa. Cuando es suficientemente sólido para encontrarse independientemente del molde, se contrae térmicamente hasta que alcanza la temperatura ambiente.

Lo importante es que, al principio, la adhesión mecánica a las paredes del molde impide la contracción térmica de la primera capa solidificada débil; durante este período hay un estiramiento real a causa de su engranamiento con el material de revestimiento. Así, es posible eliminar toda la contracción que se produciría durante la solidificación. Asimismo, se puede eliminar parte de la contracción térmica total, con la cual la contracción de colado observada es menor que la calculada sobre la base de los posibles períodos de contracción. El paso siguiente de este razonamiento indica que cuanto mayor es la superficie del colado en relación con su volumen, tanto menor es la contracción de colado. En un colado delgado, tal como un disco, la superficie extensa del molde puede ser más eficaz en estirar al metal recién solidificado, que una superficie más pequeña que rodea un volumen mayor, como en el caso de una esfera. En consecuencia, el disco experimenta menor contracción de colado que la esfera. Igualmente, un colado de forma irregular que abra la aleación de oro en solidificación con las paredes del molde, experimentará menor contracción que un colado cilíndrico y liso.

Una determinación ulterior de la contracción de colado de colados cilíndricos lisos, de 6,35mm de diámetro y 25,4mm de longitud, arrojó los valores que figuran en el cuadro siguiente.

Contracción lineal de colado de aleaciones de oro para colados de incrustaciones.

Metal	Contracción de colado (porcentaje)
Oro (100 por 100)	1.07
Aleación de 22 quilates	1.50
tipo I	1.50
tipo II	1.37
tipo III	1.42

Las últimas tres aleaciones de la lista son aleaciones de oro para colado características, cuyas composiciones se hallan entre los márgenes de los cuadros anteriores. Los valores de contracción de colado difieren para las distintas aleaciones, no necesariamente debido a diferencias en su composición. Se ha comprobado, por

-ejemplo, que el platino, el paladio y el cobre reducen la contracción de colado de las aleaciones. Es interesante saber que el valor de la contracción del colado del oro puro se acerca mucho al de su valor lineal técnico máxima.

Ninguno de los valores de la contracción lineal de colado del cobre anterior llega a ser tan bajo como el de 1.25% citado precedentemente. Fue haber dos razones para esta diferencia:

1.- Las aleaciones modernas experimentarían una mayor contracción de colado que empleadas para la primera determinación (1928).

2.- Las dimensiones (6.35 por 25.4mm) usadas en la última investigación difieren de las dimensiones del cilindro utilizado con anterioridad (3.2 por 76.2mm) Debido a que la superficie del último cilindro era, en proporción a su volumen, menor que la del primer cilindro usado, y siguiendo la teoría que hemos formulado, debería producirse una mayor contracción de colado en el cilindro más voluminoso que en el cilindro más largo y angosto.

#### Porosidad de Colado.

La porosidad de los colados de la aleación de oro se clasifican como sigue:

- 1.- Porosidad producida por enfriamiento y solidificación.
  - a) Porosidad por contracción localizada.
  - b) microporosidad.
  - c) Porosidad superficial.
- 2.- Porosidad producida por gases.
  - a) Porosidad de pequeños huecos.
  - b) Inclusiones de gas.

1.- La porosidad originada en la contracción localizada es producida por una falta de metal fundido durante la solidificación. Como señalamos en el párrafo precedente, durante los periodos iniciales de solidificación, el metal endurecido se adhiere a las paredes del molde. Si se interrumpe el ingreso del metal fundido en este periodo, o antes de que el molde esté completamente lleno, la falta de metal produce vacíos, en especial, cerca del bebedero o conducto por el cual el metal fundido entra en la cámara de colado o molde.

Este es el tipo de porosidad observada cerca del conducto de entrada de las figuras 2(a), y 3(c).

- Colados esféricos de aleación de oro, donde se observa porosidad por contracción localizada(a),  
b) microporosidad.  
c) pequeños huecos.  
d) porosidad subsuperficial





A, microporosidad, porosidad de pequeños huecos e inclusiones de gas. (Las microporosidades son de forma irregular, mientras que los otros dos tipos tienden a ser esféricos; los vacíos esféricos de mayor tamaño son inclusiones de gas.)

B, porosidad subsuperficial.

C, Porosidad por contracción localizada.

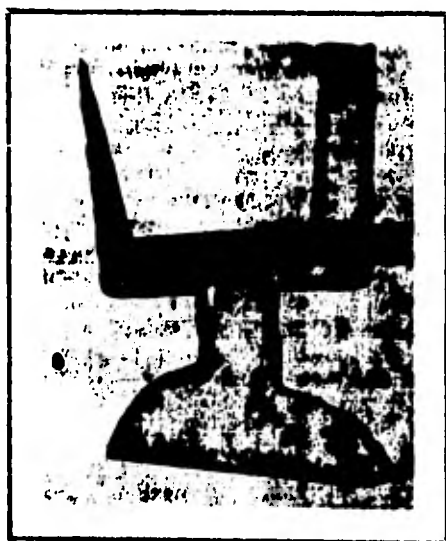


Como se observa en esta última figura, la porosidad aparece en la matriz de la formación dendrítica. Los componentes de fusión más elevados se solidifican, pero, debido a que el metal es insuficiente, se forman vacíos allí donde las composiciones de fusión más bajas rodean las dendritas.

b) Microporosidad. Si la temperatura del molto es baja, o si la temperatura de la aleación fundida es cercana a su temperatura de liquidus, la solidificación es tan rápida que el colado se contrae. Esta solidificación menuda produce microporosidad que observamos en la figura 2(b) o partes de la figura 3(a), en forma de pequeños espacios irregulares.

c) Porosidad superficial. La porosidad superficial aparece cerca de la periferia del colado. Figuras 2(d) y 3(b). Esta clase de porosidad es bien evidente en la figura que sigue:

Porosidad superficial en torno a toda la periferia de un colado.

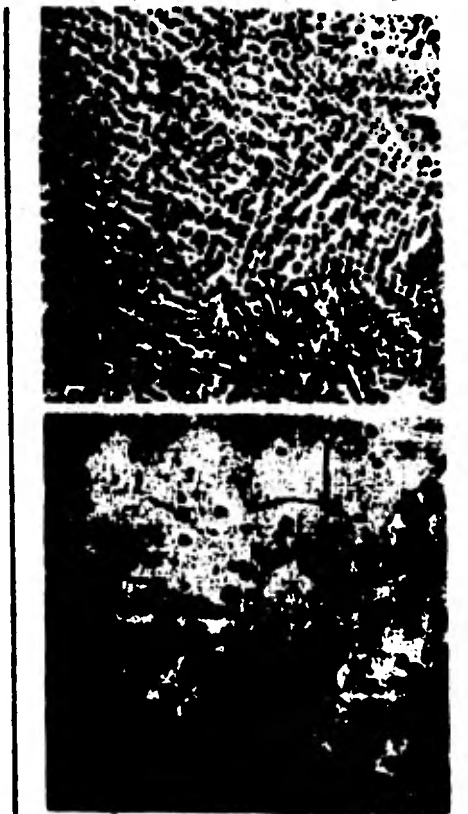


Se cree que la causa tiene que ver con la velocidad de solidificación del colado. Si, por ejemplo, un metal fundido entra rápidamente en la cámara de colado a temperatura elevada, la masa central permanecerá fundida mayor tiempo que la "piel" que solidifica inmediatamente después de entrar en contacto con las paredes del molde. Como ya se ha dicho, esta cara o piel que solidifica primero posee cierta resistencia y se trabaja mecánicamente con las paredes del molde. Como las partes centrales se contraen después, durante la solidificación se forman burbujas entre la "piel" y el interior. Se puede disminuir esta clase de porosidad regulando la velocidad a que entra el metal fundido en el molde.

2 (a) y (b). La porosidad de pequeños huecos y la porosidad por inclusión de gas se relacionan con el atrapamiento de gas durante la solidificación. Ambas se caracterizan por tener contorno esférico, pero su tamaño es decididamente diferente. Los poros producidos por la inclusión de gas son mucho mayores que los otros como se observa en la figura 3(a).

Muchos metales disuelven u ocuyen gases mientras se funden. Así, por ejemplo, el cobre y la plata disuelven oxígeno en grandes cantidades cuando se hallan en estado líquido. El platino y el paladio tienen gran afinidad por el hidrógeno, así como por el oxígeno. Durante la solidificación, los gases absorbidos son expulsados y aparecen los pequeños huecos. Los vacíos más grandes (fig. 3 A) también pueden tener una causa, pero parece lógico suponer que tales burbujas se originan por el atrapamiento mecánico de gas por el metal fundido en el molde o introducido durante el procedimiento de colado.

Probablemente, todos los colados contienen una cierta cantidad de porosidad como lo ejemplifica la microfotografía de la siguiente figura. (b).



A, estructura granular de una aleación de tipo III, de fundición.

B, la misma aleación una vez homogeneizada a 725 grados centígrados durante 70 minutos.

B, se observa porosidad de pequeños huecos.

Sin embargo, hay que mantener reducida la porosidad al mínimo, porque afecta adversamente las propiedades físicas del colado.

### Propiedades de color.

Para resumir el efecto de la composición en el color del sistema de aleaciones - - - ternarias de oro-cobre-plata, ligamos que el cobre imanta un tinte rojizo. Este tinte varía del rojo amarillento al rojo o rojo a medida que la concentración aumenta. La plata produce efecto blanqueador y el color va del amarillo al amarillo verdoso y al blanco, a medida que aumenta la plata. Si se conocen dos de los elementos, es posible predecir el color de la aleación mediante el diagrama ternario.

### Corrosión.

Como se estableció anteriormente las aleaciones de oro se pigmentan y deslustran o corroen en la boca, en determinadas condiciones. Por ejemplo, el contenido del metal precioso (oro, platino, paladio) debe ser el suficiente para evitar la corrosión. Este factor pierde importancia si la aleación cumple los requisitos de la composición de la especificación núm. 5 de la A.D.A., referentes a aleaciones de oro referentes a incrustaciones de dules.

Si la restauración de aleación de oro se halla en contacto con una restauración de metal diferente, tal como una amalgama, puede producirse pigmentación y corrosión electrolytica. La teoría de esta corrosión es conocida, pero hay muchas variables que complican el fenómeno básico. Como consecuencia de la corrosión electrolytica, el mercurio y otros elementos se disuelven de la amalgama a la aleación de oro. Tanto la resultante falta de homogeneidad de la aleación de oro como su potencial de solución en relación con el de la amalgama originan productos de corrosión de diversos colores, según cuáles sean los compuestos químicos formados.

Es posible que la restauración de la aleación de oro se pigmenten la boca, aunque no haya otras restauraciones. En tal caso, la falta de homogeneidad superficial de la aleación debida a la nucleación e inclusiones, son las principales causas posibles. La nucleación puede producirse por muchas razones, pero el enfriamiento lento entre el líquido y el sólido y a temperatura ambiente en el estado sólido, colabora grandemente a lograr la homogeneización de la nucleación. Este procedimiento hubiera sido desfavorable y poco práctico con las técnicas de colado dental empleadas en la actualidad. Además, como se explica se obtendría una estructura granular inconveniente y grande.

Otra manera de reducir la nucleación es alterar la composición de la aleación para que durante la solidificación haya un intervalo de temperatura de fusión pequeña. A este respecto, son excelentes las aleaciones de oro-cobre. Se produce muy poca nucleación, o ninguna, independientemente de la velocidad de enfriamiento, por lo menos dentro de límites prácticos. Como se deduce de las aleaciones de oro-cobre, estas, con composición aparte, tienen un intervalo de fusión corto.

La adición de otros metales, particularmente platino y paladio, modifican la situación en ciertas condiciones y pueden producir una cantidad de nucleación. Por ello, una aleación dental de buena calidad debe presentar, además de sus otras propiedades, una nucleación mínima durante la solidificación de las condiciones empleadas por el odontólogo durante el colado.

Como ya se dijo, es posible homogeneizar una restauración dental colada, calentándola a una temperatura cercana a su sólido durante un tiempo especificado. Este procedimiento está indicado en prótesis de tales metálicas, de acuerdo sobre un estudio clínico sobre este tema, se instalaron prótesis de aleación de oro colado en 53 pacientes. La mitad de las prótesis fueron homogeneizadas y la otra mitad se conservó la estructura de fundición. Al cabo de 3 años, se observó que las prótesis usadas por el segundo grupo estaban mucho más pigmentadas que las usadas por el primer grupo.

Asimismo, se observó que los síntomas subjetivos, tales como aumento de salivación, sensación de ardor en la lengua y malestar general bucal, eran más frecuentes con piezas dentales no homogéneas que en el otro grupo. Lo indicado es necesario en las investigaciones en este campo. La nucleación es característica de las afecciones de granano grueso. La tendencia actual se orienta hacia las afecciones de granano fino, así, es necesario confirmar si existe relación entre la nucleación y las afecciones clínicas en presencia de oro molido más de uso difundido.

#### Refundición de aleaciones.

Siempre queda un exceso de aleación de oro que se quita del estado antes de colocar la restauración o aparato en la boca. De otro color de nuevo este excedente, se haría un ahorro considerable.

Es posible refundir una aleación de oro sin que se produzcan modificaciones importantes en su composición. El único elemento susceptible de volatilización durante el calentamiento es el zinc, (el sobrecalentamiento substancial también produce pérdida de platino por volatilización y de cobre por oxidación). Como se señaló antes, la función principal del zinc es actuar como depurador de óxidos, a medida que decrece el contenido de zinc, la tendencia de la aleación a oxidarse durante la fusión aumenta.

Por lo común, esta falta de zinc puede ser arreglada de manera aceptable agregando aleación nueva al metal refundido, a medida que sea necesario.

Hay que conservar todo exceso de aleación de oro y separarlo de acuerdo con su tipo. Es obvio que el uso de oro viejo inclasificable decididamente está contraindicado.

#### RESUMEN:

Como es costumbre, haremos un pequeño repaso de algunos términos y preguntas que consideramos más importantes de este capítulo.

Definimos corrosión como un ataque a la superficie de un metal que comprende la pérdida de material (por ejemplo la herrumbre del hierro).

Definimos la finura como el porcentaje del contenido de oro de una aleación multiplicado por el factor 10 (por ejemplo, 75% de oro equivale a una finura de 750).

El grano será el cristal único de metal como se ve en la microestructura.

Un metal noble, es un metal resistente a la oxidación; incluye el oro, platino, paladio y otros metales del grupo del platino.

El metal precioso, será un metal de costo relativamente alto, que incluye el platino, paladio, plata y oro.

Definimos al ordenamiento como la disposición regular de los átomos de un elemento de una estructura reticular en lugar de distribuirse al azar.

Definimos como oro blanco la aleación que contiene oro y metales blancos (por ejemplo plata-paladio) que imparten un aspecto blanquecino a toda la masa.

PFM: abreviatura de porcelana fundida sobre metal.

Definimos a la pigmentación como la formación de productos de reacción objetables sobre la superficie de una aleación (por ejemplo, óxidos o sulfatos negros sobre la plata).

Definimos precipitación como la separación de una fase de una solución al enfriarse debido a la reducción de la solubilidad.

quilate es la medición del contenido de oro de una aleación, equivaliendo 24 quilates a un 100% de oro.

Un tratamiento térmico homogeneizador es un proceso de calentamiento de una aleación para producir una distribución más uniforme de los elementos de oro por difusión y que generalmente trae como resultado un ablandamiento de la misma.

Los elementos clasificados como nobles como ya se dijo son: El oro y los metales del grupo del platino: Plutino, paladio, iridio, rodio, rutenio y osmio.

Los elementos que contribuyen al endurecimiento de las aleaciones de oro dentales son: Oro, cobre y plata. Los metales del grupo del platino también contribuyen a cierto endurecimiento.

Consigne las indicaciones principales de las aleaciones de tipo I, II, III, y IV de la n. 1.1. Las restauraciones del tipo I se emplean en las restauraciones de una cara que estarán sometidas a poca tensión mecánica. Las de tipo II para incrustaciones de dos o tres caras. Las de tipo III para coronas y puentes fijos. Las de tipo IV para prótesis parciales.

¿Cuáles serían los elementos que agregaríamos en cantidades muy pequeñas para endurecer las aleaciones de alto contenido de oro que se van a usar con porcelana?

Los metales que se utilizarían en este caso serían Hierro, estaño e Indio.

¿qué efecto tiene el contenido de paladio sobre el color de las aleaciones de oro?

El paladio tiene un fuerte efecto blanqueador sobre el color de las aleaciones de oro.

Describiremos un tratamiento térmico ablandador para las aleaciones del tipo III y IV de la n. 1.1. Diez minutos a 700 grados centígrados seguido por un rápido enfriamiento para ablandar. El rápido enfriamiento se tiene que realizar con agua.

¿qué elemento se emplea como refinador en las aleaciones para colados de oro? y explicar ¿por qué? El elemento que se utiliza es el Indio, porque los granos más pequeños traen como resultado un colado más resistente, más dúctil y más homogéneo.

Describiremos un tratamiento térmico endurecedor para las aleaciones del tipo III y IV de la n. 1.1. Se mantiene la aleación 10 minutos a 350 grados centígrados seguidos por un enfriamiento en agua, o un enfriamiento rápido en el aire. El enfriamiento del colado en un molde hasta temperatura ambiente producirá un endurecimiento, ya que la aleación se mantiene durante el tiempo suficiente en el rango de temperatura de 350 a 400 grados centígrados.

Describiremos el objetivo del tratamiento térmico que se hace a las aleaciones antes de la aplicación de la porcelana: Las aleaciones que contienen Hierro, Indio y estaño, se calientan desde aproximadamente 700 grados centígrados hasta 950 grados centígrados en el aire y luego se las deja enfriar también en el aire. El propósito es quemar la contaminación orgánica y producir un óxido adherente para la unión.

¿Cuáles son los 5 elementos que generalmente están presentes en las aleaciones de oro blanco que se emplean para porcelana fundida sobre metal? Paladio, plata, oro, estaño e Indio.

¿qué es el ordenamiento en el sistema oro-cobre? Ordenamiento es la organización de la estructura de un cristal en la que los átomos de un elemento (por ejemplo, el cobre) se disponen regularmente en forma respectiva y repetitiva en omisión con la distribución al azar (es decir desordenada).

¿qué proceso se cree actualmente es el responsable del endurecimiento de las aleaciones de oro-cobre-platino por el tratamiento térmico? La teoría actual sostiene que el endurecimiento de las aleaciones de oro-cobre-plata, conlleva una separación de las fases ricas en plata y ricas en cobre dentro de la estructura granular. El ordenamiento de la fase oro-cobre, también se produce, pero no es tan importante en estas aleaciones ternarias. La plata, es un endurecedor cuando se la usa en cantidades adecuadas junto con el cobre.

¿Cuál es el riesgo principal involucrado con el uso de aleaciones para coronas y puentes de bajo contenido de oro? (menos del 45%). La frecuencia de pigmentación aumenta al disminuir el contenido de metales nobles, las pruebas del laboratorio indican que por debajo de 5% de paladio u oro, es muy probable que haya pigmentación.

¿qué propiedad mecánica se considera generalmente una medida de la posibilidad de obtener una aleación para incrustaciones blancas? La ductilidad o porcentaje de ablandamiento mide el grado en que puede ser bruñida una aleación (estirada) (otras propiedades que conllevan la dureza y la resistencia a la fluencia, indican una resistencia al bruñido).

¿Cuál ha sido el problema principal en las aleaciones de alto contenido de plata en su uso con porcelana? La plata produce una coloración verduosa en la porcelana.

## 22.- CERAS.

### A. Indicaciones en odontología.

- 1.- Patrones de incrustaciones, coronas, róticos y muelas de prótesis parciales
- 2.- Patrones de prótesis completas.
- 3.- Impresiones de zonas dentales.
- 4.- Distintas maniobras de procesamiento.
- 5.- Registro de la mordida.

### B. Composición.

1.- Las ceras son polímeros orgánicos que constan de hidrocarburos y sus derivados (por ejemplo ésteres y alcoholes). El peso molecular promedio de una muestra de cera es de aproximadamente de 400 a 4000, lo que es bajo en comparación con los polímeros acrílicos estructurales. Las ceras dentales son mezclas de componentes que incluyen ceras naturales y sintéticas, resinas naturales, aceites, grasas, gomus y agentes colorantes.

2.- Las ceras naturales son de origen mineral (aceite de petróleo), vegetal de insectos o también de origen mineral.

a) La cera parafina es relativamente blanda con un rango de temperatura de fusión bajo (de 50 a 70 grados centígrados). Se emplean en ceras para incrustaciones y para modelar. Es una cera mineral obtenida del petróleo crudo refinado.

b) La cera de abeja es frágil con un rango de temperatura intermedio de (63 a 70 grados centígrados). Se le agrega a muchas ceras porque es deseable por sus propiedades de escurrimiento a temperatura ambiente. Es una cera hecha por insectos obtenida por o de los panales de miel.

c) La cera carnauba es dura y tenaz con un alto rango de temperatura de fusión (80 a 85 grados centígrados) Se agrega para aumentar la tenacidad de la parafina y elevar su rango de fusión. Es una cera vegetal obtenida de las palmeras carnauba.

d) Las ceras microcristalinas tienen un alto rango de temperatura de fusión (de 65 a 90 grados centígrados). Agregadas para modificar los rangos de ablandamiento y fusión de mezclas de ceras. También sirven para reducir las tensiones que se producen durante el enfriamiento. Es una cera mineral obtenida durante o del procesamiento del petróleo.

e) Las ceras sintéticas tienen puntos de fusión específicos y se las mezcla con ceras naturales. Un ejemplo de una cera sintética es el polietileno de bajo peso molecular.

### Manipulación

#### 1.- Ceras para patrón.

a) Las ceras para patrones se emplean para hacer réplicas de incrustaciones, coronas y róticos para la técnica del colado para la cera perdida.

1. Las ceras del tipo B (anteriormente del tipo I) Especificación núm. 4 de la A.S.T.M. para cera para colado de incrustaciones dentales, son muy duras y se emplean para técnicas directas.

11. Las ceras del tipo C (anteriormente de tipo II) especificación núm. 4 de la A.S.T.M. para cera para colado de incrustaciones dentales. Son blandas y se emplean para preparar réplicas sobre troqueles y molinos.

III. La cera para incrustaciones se emplea a veces como cera no específica para unir partes

b) Las ceras para colado se emplean para las secciones delgadas de ciertos patrones de prótesis parciales y de coronas y puentes. Son particularmente convenientes en la preparación de hojas de cera para conias o retenciones que quieren o requieren regiones uniformemente delgadas.

c) La cera para base se usa en la construcción de patrones de prótesis completas y como rodetes de oclusión, aunque se comercializa cera en rodetes también. La cera para enfilar puede usarse para colocar los dientes artificiales en lugar de la cera para base. La cera para base también se emplea como molde en la construcción de puentes temporarios, así como para el registro de la mordida. También tiene algunas aplicaciones en ortodoncia.

### 2.- Ceras para procesado.

a) La cera para encajonar se destina a formar recipientes para vaciar modelos. También se usan para fabricar másticos en puentes temporarios.

b) La cera pegajosa se emplea para unir materiales en forma temporaria.

c) Las ceras para soldar se usan para fijar partes en algunas técnicas de soldadura.

d) Las ceras para bloquear se usan para llenar cavidades y retenciones en la fabricación de prótesis parciales removibles.

e) La cera blanca se usa en la confección de patrones que simulan el frente estético de una corona.

f) Las ceras utility tienen diversas aplicaciones en varias técnicas de laboratorio

### 3.- Ceras para impresiones.

Estas ceras presentan un alto escurrimiento y se distorsionan cuando son retiradas de zonas retentivas.

a) Las ceras para impresiones se emplean para impresiones de prótesis. Su uso está limitado a las zonas dentadas de la boca.

b) Las ceras correctoras se emplean en delgadas capas para registrar detalles y desplazar regiones seleccionadas de los tejidos blandos en las impresiones de rebordado de dentado.

c) Las ceras grafitadas se emplean para impresiones con tubos de cobre.

d) Las ceras para mordidas se usan en algunas técnicas protodónticas. Un uso típico sería el registro de la oclusión.

### D. Propiedades.

#### 1.- Intervalo de temperaturas de fusión.

Las ceras deben contener a la vez componentes cristalinos y amorfos, cada uno de ellos con una distribución de pesos moleculares. Por lo tanto, las ceras se funden en un rango de 5 a 30 grados centígrados en vez de hacerlo a una temperatura única.

## 2.- Expansión y contracción térmica.

Las ceras tienen el coeficiente de expansión térmica más alto de todos los materiales dentales. Los cambios dimensionales resultantes que en practicar coronas con multitud, si no son equilibrados por factores de compensación en la técnica del revestido.

La contracción total de la cera al enfriarse del estado líquido al sólido a temperatura ambiente puede ser de hasta un 0.4% y está formada por la contracción de solidificación más la contracción por enfriamiento a la temperatura ambiente después de la solidificación.

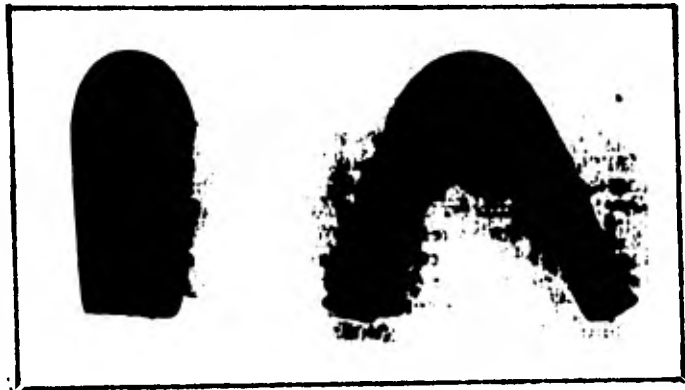
## 3.- Escurrimiento.

El escurrimiento es una medida de la capacidad de una cera para deformarse bajo fuerzas ligeras y es similar al creep. El escurrimiento aumenta con el incremento de la temperatura y de la fuerza. En temperaturas cercanas a su rango de ablandamiento, las ceras pueden fluir bajo su propio peso. En los líquidos el escurrimiento es medido por la viscosidad. En los sólidos el escurrimiento se mide por el grado de deformación plástica durante un determinado período.

Las ceras del tipo B (especificación núm. 4 de la A.D.A. para cera para colado de incrustaciones dentales) (antes tipo I) deben fluir bien para reproducir detalles de la preparación cavitaria. Sin embargo cuando se enfría la cera a la temperatura bucal, el escurrimiento debe minimizarse para reducir la distorsión, cuando se retira el patrón.

## 4.- Distorsión de la cera.

a) Memoria (recuperación). Las ceras tienen una conducta parcialmente elástica y tienden a volver a su forma original después de la deformación. Una barra recta de cera doblada a la forma de una herradura se va a enderezar lentamente a temperatura ambiente como se muestra en la siguiente figura.



La barra de la derecha se dobló originalmente a la forma de la barra de la izquierda. Después de flotar la barra en agua a temperatura ambiente durante 24 horas la barra se abrió como resultado del efecto de memoria.

Las tensiones residuales como resultado de un calentamiento no uniforme también contribuyen a la ulterior distorsión.

### b) Como minimizar la distorsión del patrón.

1.- Calentamiento uniforme. Las ceras para la técnica directa deben calentarse a 50 grados centígrados durante 15 minutos antes de usarse.



2.- *Rápido revestimiento del patrón.* Las paredes rígidas del revestimiento limitan al patrón y reducen la distorsión debida a la recuperación y a las distorsiones por tensión residual.

3.- *Revestimiento a baja temperatura.* La recuperación elástica es más baja a bajas temperaturas y por lo tanto, si no resulta posible su revestido inmediato se prefiere guardar el patrón en el refrigerador. Sin embargo, si el patrón está refrigerado debe permitírsele retornar la temperatura ambiente antes de revestirlo.

4.- *Residuo de la eliminación de la cera.* En la técnica de la cera perdida las réplicas de las ceras se eliminan del revestimiento por vaporización al calentarlo. Es fundamental en este proceso que no queden residuos, ya que estos traen como resultado artículos defectuosos debido a inclusiones o márgenes incompletos.

#### **E. Materiales comerciales.**

1.- Las ceras para incrustaciones se venden para ceras para colar incrustaciones en formas geométricas y anatómicas, así también como a granel.

2.- Las ceras para colados se suministran en láminas, barras y a granel. También se venden en patrones reformados para ser usados en la construcción de mótasis nucleares.

3.- Las ceras para moldidas se suministran en una variedad muy grande de formas.

4.- La cera para base se presenta en láminas.

## RESUMEN.

Como es costumbre vamos a redactar algunos puntos que son de interés con respecto le este capítulo.

Definiremos la cera natural, como un moléculo hidrocarbonato o derivado de hidrocarburo con un peso molecular aproximado de 400 a 4000. Puede ser de origen mineral, vegetal, producida por insectos o derivada de animales.

La cera sintética será entonces, cera hecha por el hombre, sintetizada a partir de moléculas adecuadas.

El escurrimiento será entonces, la deformación continua como resultado de la aplicación de una fuerza estática.

La goma la definiremos como una sustancia viscosa de origen vegetal o animal que endurece en el aire. Las gomas se combinan con agua para formar líquidos espumosos y viscosos. Un ejemplo de ellas es la goma arábiga.

Las grasas serán sustancias similares a la cera pero caracterizadas por ser blandas y untuosas al tacto. Un ejemplo de las grasas usadas en las ceras dentales es el ácido esteárico.

Un patrón es una forma de hacer un molde para colar.

La recuperación será entonces un cambio en la forma que resulta de la liberación de las tensiones internas.

Una resina natural, es una mezcla de sustancias orgánicas de alto peso molecular obtenidas directamente de plantas y de árboles en forma de exudado. Un ejemplo es una resina natural usada en las ceras dentales es la "damar".

La tensión residual, es la tensión interna indeliberante de la fuerza aplicada.

Enumeraremos tres ceras naturales usadas comúnmente empleadas en Odontología: Se utiliza a veces: Parafina, Cera de abejas, cera Carnuba, esperma de ballena y Ceresina.

¿Por qué hay que controlar cuidadosamente las propiedades de las ceras naturales?

Las propiedades de las ceras naturales varían con las condiciones en las que son producidas. Por esta razón, estas ceras no tienen propiedades constantes. Las propiedades de las ceras sintéticas son mucho más uniformes, ya que el fabricante puede implementar técnicas de control de calidad durante su producción.

Nombraremos dos tipos de cera para patrones y sus aplicaciones. Cera para incrustaciones: Para formar réplicas de incrustaciones, coronas o puentes. Cera para tallar: Empleadas para secciones delgadas algunas partes de prótesis parciales y patrones de coronas y puentes. Cera para base: Utilizada en la construcción de patrones y de prótesis completas.

La contracción del patrón de cera surge de dos puentes. ¿Cuáles son? La contracción de solidificaciones y la contracción de enfriamiento hasta la temperatura ambiente.

Mencionaremos dos maneras de aumentar el escurrimiento de una cera: Podemos mencionar el aumento de la temperatura y la fuerza aplicada.

Describiremos tres modos de minimizar la distorsión de un patrón de cera: a) Calentar la cera uniformemente. b) Revestir el patrón sin demora. c) Guardar el patrón no revestido a baja temperatura.

La cera para patrones tipo B debe tener dos tipos de escurrimiento ¿por qué?

a) Debe tener un alto escurrimiento por encima de la temperatura bucal para reemplazar el detalle de una preparación cavitaria. b) Debe tener un bajo escurrimiento a temperatura bucal para reducir la distorsión cuando se retira el patrón.

¿Qué es el efecto de memoria o recuperación en la cera y a que conduce? El efecto de memoria es la vuelta a la forma original con el tiempo. Esto produce distorsión.

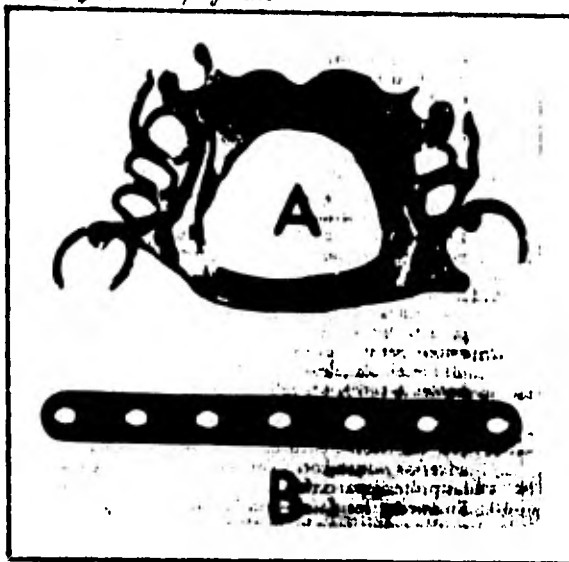
¿Por qué es crítica la eliminación completa de la cera en la técnica de colado para la cera perdida? La eliminación incompleta de la cera deja un residuo que lleva a malos colados sea por inclusiones o por márgenes incompletos.

23.- APLICACIONES METÁLICAS PARA BASES DE PRÓTESIS.

1. Aleaciones para prótesis parciales.

A. Aplicaciones en Odontología.

1.- Conectores mayores, Conectores menores, retenedores indirectos y retenedores directos (ganchos), de prótesis parciales removibles como se muestra en la siguiente figura.



- Colados de metales no nobles.
1. Esqueleto de una prótesis removible.
  2. Barra para la estabilización de fracturas mandibulares.

2.- Bases de prótesis completas.

3.- Férulas quirúrgicas y perialontales dento soportadas.

B. Composición.

1.- Aleaciones de metales no nobles. Estas no contienen elementos preciosos nobles.

a) Aleaciones de Co-Cr. Los constituyentes principales de la mayoría de los materiales dismibles son aproximadamente un 60 % de Co, y de un 25 a un 30% de Cr.

El Cromo aporta resistencia a la corrosión. Los componentes menores son Ni y Si para aumentar la ductilidad, y Mo, W y C como elementos reforzadores principales. Un exceso de C (más de un 0.25%) puede tornarla frágil.

La siguiente figura (ii) muestra la microestructura de una aleación para prótesis parciales

Microestructura de aleación de Cobalto-Cromo, aleación para prótesis parcial. (Nitalium L-6).

Fig. 23.10. Microestructura de una aleación para prótesis parciales (Nitalium L-6).



b) Aleación de Ni-Cr. Una aleación comercial contiene aproximadamente un 70% de níquel y un 16% de cromo. Los componentes menores importantes están formados aproximadamente de un 2% de níquel y de 0.5% de Be, el aluminio y el silicio forman un compuesto intermetálico  $\gamma'$  (Ni<sub>3</sub>Si) que contribuye a la resistencia y a la dureza. Se disminuye el rango de temperaturas de fusión y mejora la estructura granular. Otros elementos menores son: Mo, W, Mn, Co, C y Si.

### C. Propiedades Físicas.

a) Temperatura de fusión. Las temperaturas de fusión son significativamente más altas que las de losoros dentales. Es común un rango de temperaturas de fusión de 1399 grados centígrados a 1454 grados centígrados.

b) Color. Los colados pulidos son brillantes y plateados.

c) Densidad. Las aleaciones de metales no nobles son más livianas que losoros para color. Las densidades se encuentran entre los 8 y los 9 g/cm cúbico. Los materiales más livianos son especialmente útiles para la construcción de aparatos parciales que se confeccionen para la arcada superior, y que también el diseño sea muy voluminoso.

d) Contracción de colado. La contracción lineal es relativamente alta de (2.05 a 2.33%)

### 2.- Propiedades mecánicas.

a) Dureza. Las aleaciones de metales no nobles para prótesis parciales son aproximadamente un 30% más duras que los otros del tipo IV. La dureza a la indentación se mide generalmente en la escala de dureza superficial Rockwell (R-30N). Los valores típicos de dureza R-30N oscilan entre 50 y 60. Es característico un número de dureza Brinell de 370. Los aparatos colados en estas aleaciones y que presentan valores de durezas más elevados deben ser terminados y pulidos con un equipo de laboratorio especial.

b) Resistencia traccional final. La resistencia traccional varía entre 620 y 827 MPa. Estos valores caen dentro del rango de valores de resistencias traccionales de las aleaciones de oro para prótesis parciales.

c) Resistencia a la fluencia. Los valores a la resistencia a la fluencia caen entre 444 y 630 MPa y son comparables con la resistencia a la fluencia de las aleaciones de oro del tipo IV. Cuando se compara la resistencia a la fluencia de las aleaciones de metales no nobles con la del oro, la cantidad de deformación permanente prefijada (0.1% o 0.2%) empleada en los análisis de diagramas tensión-deformación debe ser la misma para ambos tipos de metales. Es común el uso de una deformación permanente prefijada del 0.2% en la prueba de metales no nobles. Los valores resultantes pueden ser de hasta un 10% más altos que aquellos obtenidos con una deformación permanente prefijada del 0.1%.

d) Módulo de elasticidad. La rigidez de las aleaciones coladas de metales no nobles es aproximadamente el doble de las aleaciones coladas de oro dentales. Una estructura colada de una aleación de metales no nobles tendrá una deflexión de sólo la mitad de una estructura comparable colada en una aleación de oro bajo una carga dada dentro del límite elástico. Los valores del módulo de elasticidad de las aleaciones de cromo-níquel y cromo-níquel se aproximan a los 207,000 MPa.

e) Alargamiento. Las aleaciones de metales no nobles tienen a ser frágiles. Los valores de alargamiento dependen de la temperatura de colado y de las condiciones del molde. Las aleaciones actuales "Tal como fueron coladas" presentan valores de alargamiento del 2%.

f) *Respuesta al tratamiento térmico.* Las propiedades mecánicas de las aleaciones para prótesis maxilares con base de cobalto-cromo no pueden ser mejoradas ni controladas por el tratamiento térmico. Las propiedades del material basado en níquel-cromo, sin embargo, no son mejoradas notablemente con un tratamiento térmico a alta temperatura. Se debe emplear un tratamiento térmico ablandador (15 min a 900 grados centígrados seguido de su inmersión en agua) para facilitar su trabajo. Su ulterior reentrecimiento (15 min a 700) grados centígrados seguido de una rápida inmersión en agua, aumentará la tenacidad de los colados dentales.

### 3. Propiedades químicas.

a) *Cloro.* Las aleaciones que contienen cromo son atacadas por el cloro. No debe emplearse lavandina doméstica para la limpieza de los aparatos hechos con aleaciones de metales no nobles.

#### D) Manipulación.

1. *Revestimiento.* Las aleaciones que funden por encima de los 1300 grados centígrados no deben colocarse en revestimientos con base de yeso. Las aleaciones de altas temperaturas requieren el uso de revestimientos aglutinados por silicato de etilo o fosfato. La expansión térmica compensa en parte la contracción del colado de la aleación.

2. *Eliminación de los gases del molde.* Los gases atrapados producen a menudo cavidades en los colados grandes. Debe tenerse cuidado para asegurarse una adecuada colocación del bebedero, ventilaciones, eliminación total de la cera y correcto calentamiento del metal para facilitar el escape de los gases del molde.

3. *Fusión.* Se requiere un equipo de alta temperatura (Oxígeno-acetileno o una inducción eléctrica) los aparatos que se utilizan en la inducción eléctrica están equipados con un pirómetro óptico que provee el medio más confiable para lograr la temperatura de fusión y colado adecuados. Deben evitarse la oxidación y la formación de productos nitrogenados que aumenten la fragilidad. Las temperaturas de colado afectan la microestructura y las propiedades mecánicas. Las temperaturas excesivas y el sobrecalentamiento llevan a la producción de porosidades en el colado y a la interacción entre la aleación y los constituyentes del revestimiento.

4. *Colado.* No se recomiendan los aparatos simples "a brazo partido" para el colado centrífugo de aleaciones de metales no nobles de poca peso. El resultado más satisfactorio se obtiene con los elementos más complejos que permiten el ajuste y el control de la aceleración, la fuerza centrífuga y la velocidad.

5. *Limpieza del colado.* Los moldes de colado deben dejarse enfriar a temperatura ambiente antes de manipularlos. Los moldes de revestimiento pueden ser clavados con un pequeño martillo neumático para la recuperación de los colados. Las películas de óxido y los restos de revestimiento deben eliminarse por medio de un líquido más que atacándolos con ácidos minerales.

6. *Acabado.* La alta dureza y resistencia hacen necesario el uso de equipo de laboratorio de alta velocidad para la remoción de los bebederos y del desbastado y pulido. Se dispone de ruedas y de muelas abrasivas especiales.

E) *Efectos biológicos.* Las respuestas alérgicas a los constituyentes de las aleaciones de metales no nobles, especialmente el níquel, especialmente se observan ocasionalmente. La mayoría de las reacciones tóxicas adversas atribuidas al uso de prótesis de metales no nobles, sin embargo, son manifestaciones de un diseño o de una adaptación inadecuada

## F) Productos comerciales

Las aleaciones para prótesis parciales de metales no nobles certificadas por la A.D.A. de que se disponen en la actualidad y sus respectivos fabricantes están identificados en el siguiente cuadro.

Tipo I, alta fusión*	Fabricante
Alloy X-12	Federal Prosthetics, Inc.
Dentorium	Dentorium Products Co., Inc.
Duralium LG Alloy	LG Div., J. F. Jelenko & Co.
Niranium	Niranium Corp.
Nobilium Alloy	Nobilium Products, Inc.
Platinore	Allen Dynamics, Inc.
Regalloy	Ransom & Randolph Co., Div. of Dentaply International, Inc.
Stalite Chromium-Cobalt Alloy "S" Ingots	Stalite, Inc.
Titanium Premium 100†	Titanium Co.
Vitalium	Howmedica, Inc., Dental Div.
Tipo II, baja fusión‡	
Titanium N° 50	Titanium Co.

\* Temperatura de fusión superior a los 1.318°C.  
 † Aleación a base de níquel-cromo.  
 ‡ Temperatura de fusión inferior a los 1.318°C.

*Aleaciones de metales no nobles para prótesis parciales*

### RESUMEN.

Como es costumbre hacemos un pequeño repaso de los puntos que a mi parecer son de mayor importancia de este capítulo.

Los componentes menores que aumentan la resistencia de las aleaciones basadas en cromo-cobalto son: Molibdeno, el tungsteno y el carbono.

¿Cuál sería el efecto de un alto contenido de carbono dentro de una aleación o contaminación con productos nitrogenados? El aumento de la fragilidad de la aleación es el resultado de la inclusión de productos nitrogenados y la formación de excesivos carburos metálicos.

¿Por qué debería considerarse la densidad de la aleación de la selección de materiales para fabricar los elementos protéticos? Las aleaciones de baja densidad son especialmente útiles para la fabricación de grandes aparatos superiores. Los elementos más livianos son más resistentes al desplazamiento por las fuerzas de gravedad, y tienen, por lo tanto, menos probabilidades de someter a los dientes naturales a tensiones innecesarias.

¿En qué difiere la dureza y la resistencia de metales no nobles de la dureza y la resistencia de las resistencias de las aleaciones de oro del tipo IV. Las aleaciones de metales no nobles para prótesis parciales son aproximadamente un 30% más duras que las aleaciones de oro del tipo IV. La resistencia de la aleación de metales no nobles y las de oro del tipo IV son sin embargo, comparables.

¿Por qué es una consideración importante el alto módulo de elasticidad (Rigidez) de las aleaciones de metales no nobles en el diseño y en la fabricación de las prótesis parciales? Porque puede obtenerse una rigidez suficiente con el uso de cobaltos relativamente delgados.

¿Qué precauciones deben tomarse en la limpieza de los elementos protéticos de metales no nobles? No deben emplearse agentes oxidantes fuertes para la limpieza de los aparatos fabricados con aleaciones que contienen cromo.

¿Qué tipos de revestimientos se emplean para el colado de las aleaciones de cromo-cobalto? Se requieren materiales refractorios de "alta temperatura" (revestimientos aglutinados con silicato de etilo o fosfato) para el colado de las aleaciones con temperaturas de fusión de más 1315 grados centígrados.

¿Por qué debe cuidarse la temperatura de colado de las aleaciones de cromo-cobalto? La temperatura de colado afecta la microestructura y las propiedades mecánicas. El sobrecalentamiento produce porosidades y hace que la aleación actúe con los contribuyentes del revestimiento.

¿Por qué debe emplearse un equipo de laboratorio especial en el acabado de los colados cromo-cobalto y níquel-cromo? Las aleaciones son sumamente duras. El equipo convencional y las técnicas habituales consumen demasiado tiempo y son relativamente ineficientes.

¿Cuáles son las fuentes principales de daño de los tejidos blandos en los usuarios de prótesis parciales hechas con metales no nobles? El diseño y la adaptación incorrectos de los aparatos de metales no nobles son las causas principales de reacciones tisulares alérgicas.

## 11. ALEACIONES QUIRÚRGICAS

### A. Aplicaciones en odontología.

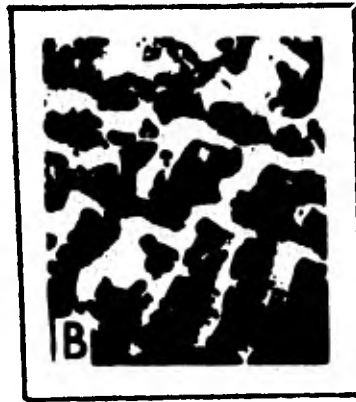
- 1.- Tornillos y placas para hueso.
- 2.- Barras y alambres interdentales.
- 3.- Pernos implantables para anclaje de prótesis fijas o removibles.

### B. Composición.

- 1.- Componentes Principales. Se disponen de dos sistemas de aleaciones  
a) Se basa aproximadamente en un 60% de cobalto y 32% de cromo.  
b) Contiene aproximadamente un 54% de níquel, un 25% de cromo y un 15% de cobalto.

#### 2.- Componentes menores.

- a) Ambos sistemas de aleaciones contienen un 4% de molibdeno (Mo), un 0.5% de Silicio (Si) y un 6% de Hierro (Fe).
- b) Ambos materiales contienen manganeso (Mn) y Carbono (C). Para las aleaciones que se basan en Cobalto-Cromo, el contenido de Manganeso (aproximadamente) 0.7% y de Carbono aproximadamente 0.4%. Son 24 y 30 veces mayores, respectivamente en la aleación de níquel-cromo-cobalto. En la siguiente figura se muestra la microestructura de una aleación quirúrgica.



microestructuras de aleaciones de cromo-cobalto.

### B. Aleación quirúrgica (Vitalium).

### C. Propiedades.

#### 1. Propiedades físicas.

- a) Temperatura de fusión. La temperatura de liquidus está en la vecindad de los 1554 grados centígrados.
- b) Color. Plateado brillante cuando están altamente pulidas. La mayoría de los elementos para dentar, sin embargo, se dejan con un acabado mate.
- c) Densidad. Las aleaciones quirúrgicas son livianas. Sus densidades, (8gr/Cm Cúbico) son comparables a las aleaciones de metales no nobles para prótesis parciales.

2. Propiedades mecánicas. Las aleaciones disponibles presentan la posibilidad de elegir entre las propiedades, que se muestran en el cuadro siguiente.

Propiedades mecánicas de aleaciones para uso quirúrgico. (Según Civjan, Huzet, Erhardt y Vaccaro).



3. *Propiedades químicas.* Las aleaciones no son inertes. Sin embargo, las pruebas "in vitro e in vivo" han demostrado que estos materiales son más resistentes a la corrosión que una cantidad de aceros inoxidables empleado como implantes. La inserción de tornillos y de nervos colados requiere el uso de instrumentos hechos con la misma aleación para impedir la corrosión por interacción de metales distintos.

#### D. Manipulación.

Los factores considerados con respecto a la selección del revestimiento, las técnicas de fusión y colada, y las maniobras de acabado para los materiales para prótesis nucleares hechos con metales no nobles, son aplicables a la correcta manipulación de las aleaciones quirúrgicas.

#### E. Factores biológicos.

1. *Reacción tisular.* Los cuerpos metálicos implantados estimulan respuestas a la vez generales y específicas locales.

a) *Respuesta general.* Se produce el encapsulamiento del implante. La reacción puede ser una manifestación de rechazo o simplemente una respuesta reparadora frente al traumatismo.

b) *Respuesta específica.* Las reacciones tisulares específicas pueden ser inducidas por factores químicos, físicos y mecánicos.

1) *Químicos.* Existe cierta ionización o solubilidad de todo metal o aleación colocado en contacto con los tejidos, sin tener en cuenta su supuesta resistencia a la corrosión.

i. Los elementos constituyentes de las aleaciones implantadas se pueden detectar en los tejidos locales y en varios órganos, en particular los pulmones y el bazo, sin tener en cuenta la ubicación del implante.

ii. El grado de reacción tisular en torno al implante se relaciona con la concentración de iones metálicos liberados en el tejido.

2) *Físicos.* La configuración como la masa y el elemento implantable influyen sobre la tolerancia biológica.

i. Los bordes agudos y las protuberancias pueden traumatizar los tejidos blandos vecinos.

ii. El desarrollo de aleaciones para colados adecuados para implantes ha alentado el uso de formas masivas con mayor área superficial. Las grandes áreas superficiales crean espacios potenciales en la interfase entre la aleación del implante y el tejido que lo rodea. Estos espacios pueden transformarse en bolsos adventicias. Los implantes metálicos grandes tienen mayores posibilidades de mostrar signos de fracaso clínico que los pequeños.

3) *Mecánicos.* El movimiento del implante como resultado de una inadecuada estabilización puede producir bolsos dolorosos y úlceras por decúbito.

2. *Rechazo del implante.* La formación de una bolsa adventicia es un signo precoz. La persistencia de irritación debida a corrosión o movimiento pueden provocar dolor, tumefacción y necrosis haciendo necesario el retiro del implante. El rechazo completo se manifiesta con la formación de fistulas o f. unca extrusión.

#### F. Productos comerciales.

1.- *Vitalium.* (Howmedica, Inc., Dental Div., Chicago, Illinois).  
(Basado en cobalto-Cromo). Es la aleación de grado quirúrgico más comúnmente empleada. El material se aplica especialmente para el manejo de situaciones que requieren alta resistencia.

2. El Ticonium quirúrgico. (Ticonium Co., Inc., Albany, New York.)  
(Basado en níquel-cromo-cobalto). Ofrece una buena ductilidad y me-  
nor resistencia a la fluencia. Estas características pueden facilitar el ajuste o la for-  
mación que se requiere a menudo durante la inserción de los elementos colados u implanta-  
dos.

### RESUMEN.

Haremos un pequeño resumen de este capítulo.

Las diferencias más importantes en las propiedades mecánicas de las aleaciones coladas para uso quirúrgico de cobalto-cromo y de níquel-cromo-cobalto son, que el material basado en cromo-cobalto (Vitallium) es excesivamente duro y resistente. El material basado en níquel-cromo-cobalto (el Ticonium quirúrgico) es mucho más blando y dúctil.

Los factores que afectan sobre la respuesta tisular específica pueden clasificarse como químicos, físicos y mecánicos.

Los principales órganos blanco de los iones metálicos que provienen de los implantes quirúrgicos son: Los pulmones y el bazo.

¿Cómo afecta el área superficial de un implante metálico la aceptación biológica?  
Los implantes grandes tienen mayores probabilidades de fracasar que los pequeños. Las grandes áreas crean espacios entre el implante y el tejido que pueden transformarse en bolsos interesantes.

Los signos clínicos que indican el rechazo completo de un elemento implantado, se caracterizan por el desarrollo de fistulas o la extrusión del implante.

### III. ALEACIONES PARA CORONAS Y PIENTES.

#### A. Aleaciones en odontología.

1.- Coronas y puentes con frente de porcelana. (Véase la siguiente fig.).

Puentes colados con aleaciones de metales no nobles.

Aleación	Fabricante
Aura Tec	Aura Tec Industries, Inc
Dentillum CB*	Codaco, Inc
Gemini II†	Kerr Mfg. Co
Heamodica III‡	Heamodica, Inc
Microbond 2.080†	Heamodica, Inc
Microbond NP	Heamodica, Inc
Nobil Ceram†	Nabilum Products, Inc
Omega VK	Omega Dental Products, Inc.
Perma-Bond†	Perma-Bond Co
Qualimet A	Qualimet Research Co
Ticon†	Ticonium Co
Ultratek†	Ultratek Metals for Modern Dentistry
Victory	United Co.
Wiron S	Williams Gold Refining Co.

- \* No apta para ser usada con porcelana fundida.
- † Esta aleación contiene berilio
- ‡ Para reemplazar las aleaciones de oro de tipo III

2.- Coronas e incrustaciones convencionales.

#### B. Composición.

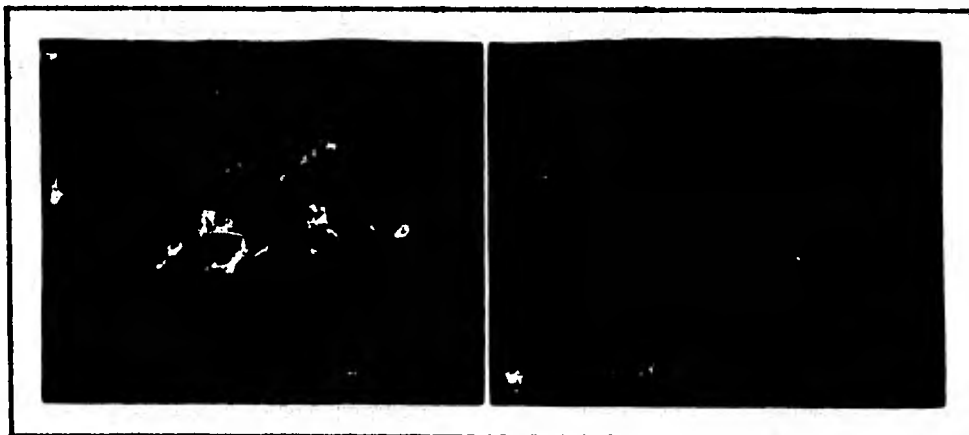
1.- Aleaciones de Níquel-Cromo. La mayoría de los productos comerciales contienen de un 67 a un 80% de níquel, y de un 12 a un 20% de Cromo.

a) Los constituyentes menores son Aluminio, molibdeno, Carbono, Manganeso y Silicio.

b) El Berilio, entre el 0,5 y 2% es el constituyente de algunas aleaciones comerciales, que tienen por objeto disminuir la temperatura de fusión.

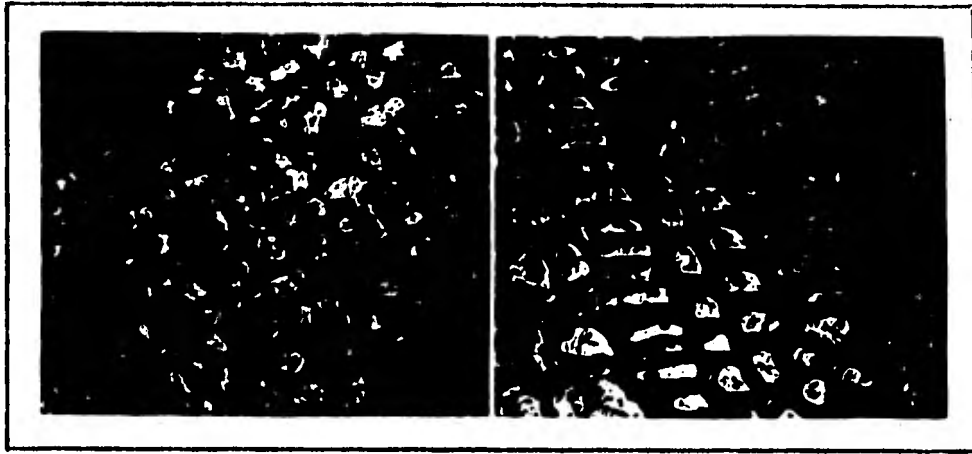
2.- Aleaciones de hierro-cromo. Hay un producto comercial que contiene aproximadamente un 55% de hierro y un 27% de cromo como constituyentes principales. En la siguiente figura se muestran las diferentes estructuras de varias aleaciones para coronas y puentes.

Microestructuras de metales y aleaciones no nobles para coronas y puentes  
 n./ Ticon. B./ Gemini II. C./ Wiron-S. D./ Microbond-NP.





*Primates Colada con Nervuras de Huesos no Nobles.*



### C. Propiedades Físicas.

a) *Temperatura de fusión.* El rango de las temperaturas de fusión de las aleaciones de níquel-cromo están entre los 1232 grados centígrados y 1343 grados centígrados. La temperatura de fusión de la aleación de Hierro-Cromo es de alrededor de los 1454 grados centígrados.

b) *Color.* Los colados pulidos son de color plateado y brillante.

c) *Densidad.* Las aleaciones son livianas. Las densidades varían ligeramente los 8 gr/cm cúbico.

2.- *Propiedades mecánicas.* Los materiales disponibles ofrecen amplio rango de dureza y resistencia. La mayoría de las aleaciones de metales no nobles, sin embargo, son más duras y resistentes que las aleaciones de metales preciosos para coronas y puentes.

a) *Dureza R-30N.* Los valores típicos están en la vecindad de 50. Un material tiene un valor R-30N de 30. El material más blando se comercializa como sustituto del oro del Tiro III.

b) *Resistencia traccional final y resistencia a la fluencia.* Las aleaciones de metales no nobles tienen rangos de 152 a 1034 MPa y de 221 a 758 MPa, respectivamente.

c) *Módulo de elasticidad.* Los valores se aproximan a 207,000 MPa. La alta rigidez y la alta resistencia a la fluencia requieren la utilización de estas aleaciones para la fabricación de prótesis con tramos largos.

d) *Alargamiento.* Los valores de la mayoría de los materiales son relativamente bajos (2 a 7%). El material para sustituir al oro del tiro III presenta valores de un 15% (como sale de la colada) y del 30% (recocido).

### 3.- Resistencia a la unión aleación-porcelana.

Las resistencias de la unión que se pueden obtener con la mayoría de los materiales son comparables a la de los sistemas de las aleaciones preciosas y porcelanas. La unión de la porcelana a unas pocas aleaciones de metales no nobles es inhibida por los óxidos que se forman sobre los colados.

4.- *Principales yúnicos.* Algunas aleaciones de níquel-cromo tienen mayores tasas de corrosión in vitro que las de los otros dentales. La significación clínica de éste hallazgo no es conocida.

#### D. *Manufacturación*

1.- *Revestimiento.* Las altas temperaturas de fusión y colada requieren el uso de revestimientos aglutinados por fosfato en lugar de los que se emplean con yeso. La degradación térmica del yeso podría llevar a la contaminación de los colados que se van a emplear con porcelana fundida.

a) *Eliminación de la cera.* La expansión térmica de los revestimientos de "alta temperatura" de que se dispone no es adecuada. Las coronas coladas tienden a tener tamaño más reducido que el conveniente.

2. *Fusión.* Se requiere un equipo para alta temperatura (Acetileno-Oxígeno—Gas-Oxígeno—) inducción eléctrica.

a) La formación de capas de óxido impide la coalescencia de los lingotes durante la fusión.

b) Los óxidos quedan como escoria en el crisol después de la colada.

3. *Acabado.* La alta dureza y resistencia hacen necesario un equipo especial.

4. *Fusión de la porcelana.* La preparación superficial de los colados es crítica para este fin.

a) La aplicación de la porcelana es muy sensible a la técnica.

b) Deben requerirse explícitamente las instrucciones del fabricante con respecto a la preparación de la superficie, la aleación de la porcelana y la técnica de la fusión.

#### E. *Efectos biológicos.*

1.- No existe información suficiente sobre la biocompatibilidad. La significación clínica de los datos disponibles no es clara. Se ha informado tanto de un encapsulamiento normal de cuerpo extraño por tejido fibroso, como de encapsulamiento anormal por tejido degenerativo grave.

2.- Las aleaciones que contienen Berilio pueden ser peligrosas para el personal del laboratorio. La beriliosis, un estado caracterizado por la formación de granulomas en el pulmón y más raramente en la Piel, ganglios linfáticos e hígado, puede ser el resultado de la exposición a este elemento.

a) Los valores de la fusión y los niveles de la abrasión y el ruido deben evitarse.

b) Las zonas de trabajo deben ser equipadas con sistemas de renovación de aire adecuados y mantenerse libres de polvo.

c) El personal debe de estar equipado con respiradores individuales adecuados.

F. Productos comerciales.

En el siguiente cuadro se enumeran los nombres comerciales y los fabricantes de las aleaciones para coronas y puentes.

Aleaciones de metales no nobles para coronas y puentes.

Aleación	Fabricante
Aura Tec	Aura Tec Industries, Inc.
Dentium CB*	Codesco, Inc.
Gemini II†	Kerr Mfg. Co.
Howmedica III‡	Howmedica, Inc.
Microbond 2.000†	Howmedica, Inc.
Microbond NP	Howmedica, Inc.
Nobil Ceram†	Nobilium Products, Inc.
Omega-VK	Omega Dental Products, Inc.
Perma-Bond†	Perma-Bond Co.
Qualmet A	Qualmet Research Co.
Ticon†	Ticonium Co.
Ultratek†	Ultratek Metals for Modern Dentistry
Victory	Unitak Co.
Wiron S	Williams Gold Refining Co.

\* No apta para ser usada con porcelana fundida  
 † Esta aleación contiene berilio.  
 ‡ Para reemplazar las aleaciones de oro de tipo III

RESUMEN.

A continuación, en este pequeño resumen se hará mención de los puntos más sobresalientes de este capítulo:

Una aleación de metales no nobles es una aleación compuesta por metales que no son preciosos ni nobles.

Las aleaciones de baja fusión son aquellas que se funden por debajo de los 1315 grados centígrados y pueden colarse en un revestimiento de yeso especial.

Llamamos aumento de la fragilidad cuando una aleación se torna susceptible a la rotura bajo una ligera flexión.

Llamamos bolsa adventicia, a un quiste lleno de líquido que se forma entre dos partes como resultado de la fricción.

Un compuesto intermetálico es una combinación definida de peso entre metales. Estos compuestos tienen características físicas específicas y reproducibles.

La escala de dureza superficial Rockwell (R-RN) se considera como una indicación de la resistencia a la penetración de esferas o conos metálicos de distintos diámetros bajo cargas variables.

Llamamos implante a un material insertado en los tejidos intactos de un huesped.

El término intermedular es el término que se refiere a entre la unión de la red de la ósea.

Pirómetro óptico se llama al elemento para medir temperatura igualando el color de un alambre calentado eléctricamente con el de la superficie cuya temperatura se desea conocer. La corriente requerida se calibra contra la temperatura.

Una respuesta térmica específica, es una reacción específica que no puede atribuirse a las características específicas de un cuerpo o una sustancia extraña.

Revestimiento aglutinado por fosfato, se llama al empleado en el colado de las aleaciones de alta fusión. Contiene una mezcla de sílice con un óxido metálico y un fosfato, que combinan para aglutinar la sílice, y durante el calentamiento forman silico-fosfatos completos que aumentan la resistencia.

El revestimiento de silicato de etilo, es un refractario silíceo aglutinado por la hidrólisis del silicato de etilo en presencia de ácido clorhídrico.

La úlcera de decubito es la pérdida superficial de tejido en la superficie de la piel generalmente por inflamación provocada por presión.

¿Cuáles son los constituyentes principales de las aleaciones de metales no nobles para coronas y puentes? Las aleaciones de metales no nobles para coronas y puentes emplean sistemas de Níquel-Cromo y de Hierro-Cromo.

¿En qué difieren las propiedades mecánicas de las aleaciones de metales no nobles para coronas y puentes de las aleaciones dentales constituidas por oro? La mayoría de las aleaciones de metales no nobles son más duras y resistentes que las aleaciones de oro convencionales para coronas y puentes. La resistencia y la dureza de algunos materiales son comparables con las aleaciones de metales no nobles para prótesis parciales.

¿Qué propiedades de las aleaciones de los metales nobles hacen que estos materiales sean adecuados para la fabricación de puentes extensos? El módulo de elasticidad (Rigidez) y la resistencia a la fluencia relativamente alta (resistencia a la deformación permanente) sugieren la utilidad de la aleación de metales no nobles para la fabricación de aparatos fijos con tramos largos.

¿Qué efectos tienen los óxidos superficiales excesivos sobre la resistencia de la unión entre las aleaciones de metales no nobles y las porcelanas? La excesiva oxidación de los colados irroba la unión entre la porcelana y el metal.



## 24. ALAMBRES PARA ORTODONCIA.

### A. Aplicaciones en odontología.

- 1.- Aliniamiento de dientes.
- 2.- Contención de dientes
- 3.- Anclajes para hábitos.
- 4.- Ganchos para órtesis bucales temporarias.

### B. Composición.

1.- Acero inoxidable austenítico. Estas aleaciones de acero (hierro y carbono) contienen cantidades importantes de cromo y níquel. Se las denomina 18-8 que es (18% de cromo y 8% de níquel) aunque contienen cantidades variables de estos elementos. El cromo provee resistencia a la corrosión a través de su efecto pasivante. Tales aleaciones se denominan técnicamente inoxidables cuando el contenido de cromo excede el 12%. El níquel actúa para minimizar la transformación austenítico-ferrítica a temperaturas normales. También se inhibe la transformación austenítico-martensítica si se emplea una técnica de enfriado que sea brusca. Estas aleaciones se denominan austeníticas dado que la fase  $\gamma$  se mantiene hasta la temperatura ambiente. Los aceros inoxidables austeníticos se numeran en la serie 300, y los comúnmente usados para bandas y alambres de ortodoncia son el 302 y 304.

Composición química de aceros inoxidables típicos.  
"El resto es Fe"

Tipo	C Máx.	Mn Mín.	P Máx.	S Máx.	Si Máx.	Cr	Ni
302	0.15	2	0.045	0.030	1	17-19	8-10
304	0.05	2	0.045	0.030	1	18-20	8-10

2. Cobalto-Cromo-Níquel. Este material tiene un 40% de cobalto un 20% de cromo y un 15% de níquel, siendo el resto molibdeno, manganeso, niobio, Berilio y Carbono. Uno de estos materiales se comercializa bajo el nombre de (Elgiloy) y es fabricado por Rocky Mountain Metal Products Co.

3. Níquel-Cromo. Los alambres de esta aleación contienen simplemente un 80% de níquel y un 20% de cromo. Esta aleación es muy resistente a la oxidación y a la corrosión electrolytica.

4. Aleaciones de oro. La composición de los alambres de oro se corresponde íntimamente con la de las aleaciones de oro para colar del tipo IV. Puede considerarse que contienen un 60% de oro y un 15% de cobre, un 15% de plata, siendo el resto paladio, platino, zinc y níquel. La principal contribución es volver a la aleación resistente a la pigmentación; junto con el cobre provee un mecanismo de endurecimiento con el tiempo, que se produce durante el tratamiento térmico.

El platino, el paladio, y el níquel proveen mayor resistencia a través de varios medios, mientras que el zinc actúa como secuestrador de óxidos durante la fusión del lingote. El zinc contribuye en cierta medida a darle dureza.

### C. Fabricación.

1. *Enrollado.* Los metales comerciales, sin tener en cuenta de que - - -  
aleación se trate, se funden y cuerdan en un lingote durante el proceso, la estructura - -  
granular equiaxial se cambia gradualmente a una estructura fibrosa o elongada. La técnica -  
del procesamiento comprende un enrollado y un ablandado alternados con el objeto de redu-  
cir al lingote a la forma de una barra. El tratamiento térmico durante los siglos de ablan-  
damiento impide que se produzcan las rajaduras y las fracturas que aparecerían normalmente  
durante un trabajo en frío (debido a un aumento de la densidad de dislocación).

2. *Estiramiento.* Después de la debida reducción a la forma de una barra -  
se reduce el diámetro del lingote aún más traccionándolo a través de una serie de troqueles  
de diámetros decrecientes. El estiramiento es más exacto que el enrollamiento, ya que en aquél  
se controla precisamente el diámetro. Nuevamente es necesario un tratamiento térmico perió-  
dico con el objeto de aliviar los efectos del endurecimiento por deformación debido a tra-  
bas de las dislocaciones que se producen durante el estiramiento. Las propiedades elásticas  
del alambre estarán determinadas por la combinación de trabajo-endurecimiento-ablandamien-  
to-entrelas. Estas combinaciones difieren para cada aleación en particular. La acción de  
resorte resultante se debe a la naturaleza fibrosa tratada de la microestructura.



Microestructura de un ace-  
ro inoxidable 18-8 que mues-  
tra los grupos fibrosos entre-  
cruzados.

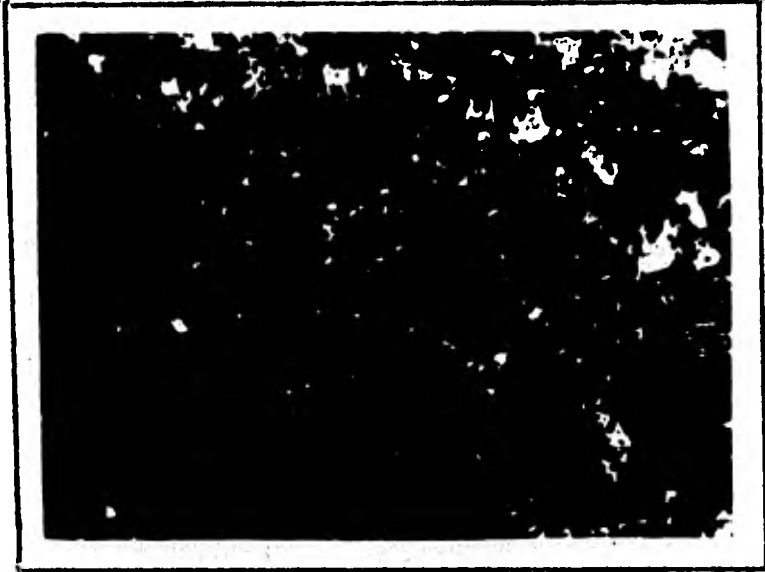
D. *Procesado.* El tratamiento térmico de los resortes y los alambres para - -  
arcos que realiza el odontólogo puede producir cambios en la microestructura y en las -  
propiedades mecánicas como resultado de las modificaciones de la densidad de disloca-  
ciones, la morfología granular y la sensibilización (Formación de carburos de cromo), o -  
como consecuencia de transformaciones sólido-sólido en las fases

a) *Recuperación.* Si los resortes doblados y los alambres se calientan a  
temperaturas ligeramente elevadas se reducirán las tensiones o residuales; esto  
reminera la memoria elástica del alambre. Normalmente, esta memoria tiende a volver len-  
tamente al alambre a su forma original antes de que sea doblado. También, se aumenta el lí-  
mite elástico (carga de trabajo permitido). Los alambres tratados así tenderán a mantener  
su configuración doblada. Este proceso de calentamiento ligero se denomina "recuperación"  
que concuerda con la terminología clínica, ablandamiento para liberar tensiones. Los cam-  
bios de la liberación de tensiones, dependen del tiempo y de la temperatura. Aunque cada -  
aleación en particular tiene su tratamiento ideal, se prefieren las bajas temperaturas y  
los tiempos prolongados.

La microestructura vista con rellos ópticos, se mantiene invariable.

b) Recristalización y crecimiento granular. La persistencia del calentamiento más allá del período de regeneración trae como resultado la nucleación de granos nuevos libres de tensiones. Estos granos son equiaxiales. El ulterior calentamiento trae como resultado el crecimiento o aggrandecimiento de tamaño de los nuevos granos y como consecuencia de ellos se pierden todas las propiedades elásticas y la aleación adquiere características similares y las del lingote recién colado.

Así, el alambre para ortodoncia recalentado presentará recristalización y crecimiento cristalino en su estructura.



Microestructura recristalizada de un alambre de acero inoxidable 18-8 sobrecalentado.

c) Alambres susceptibles de tratamiento térmico. Algunos alambres mostrarán cambios notables en las propiedades mecánicas con tratamientos térmicos específicos. Estos cambios se deben a la aparición de transformaciones de fase. Los alambres de oro pueden ser endurecidos, con aumentos concomitantes en sus límites elásticos. Esto se debe a la precipitación de un superreticulado de níquel ordenado. Generalmente se recomienda el calentamiento a 400 grados centígrados.

Las aleaciones de cobalto-cromo-níquel tienen propiedades semejantes a las del acero inoxidable, pero se producen mayores cambios durante el tratamiento térmico. El acero inoxidable no es susceptible de tratamiento térmico, exceptuando el tratamiento térmico o ablandamiento para liberación de tensiones, pero la aleación de cobalto-cromo-níquel, sufren cambios espectaculares en las propiedades mecánicas después de la transformación de fase. Estas aleaciones endurecen rápidamente por el trabajo, de manera que se suministran al ortodoncista en distintos estados de templeado; así pueden ser dobladas a sus formas deseadas sin producir fracturas. Después que se han hecho los doblados necesarios, se hace un tratamiento térmico al alambre para producir propiedades mecánicas deseadas (3 a 15 minutos a temperaturas de entre 430 a 540 grados centígrados).

d) Corrosión intergranular. Si se calienta el acero inoxidable a temperaturas de entre 425 a 900 grados centígrados, puede disminuir su resistencia a la corrosión, el carbono reacciona con el cromo para formar carburo de cromo, en los límites de los granos (se saca cromo del grano) se pierde el efecto de pasividad, lo que trae como resultado una ulterior corrosión en el ambiente de los fluidos orales. Esta corrosión tiene un efecto debilitador pronunciado que inicia la fractura durante el uso.

e) acero inoxidable estabilizado. Las aleaciones de acero inoxidable - - pueden volverse resistentes a la corrosión intergranular si contienen una cantidad de - - carbono sumamente pequeña, o si se las estabiliza con el elemento de titanio o columbio. - - Estos elementos muestran una reacción preferencial por el carbono y forman sus carburos - - a temperaturas más altas (en lugar de permitir que se forme el carbono lo como durante - - el enfriamiento a baja temperatura).

2. Unión. La unión de alambres o de bandas de ortodoncia puede producir - - efectos deletéreos en la zona adyacente, a menos que se tomen las precauciones adecuadas - - para controlar el sobrecalentamiento de la pieza de trabajo, se producirá sensibilización - - como recristalización y crecimiento granular. También, debe utilizarse la junta para eliminar - - nuevos muescas que pueden producir elevaciones localizadas de las tensiones y por lo tanto - - inducir una ruptura por fatiga acelerada.

### E. Propiedades.

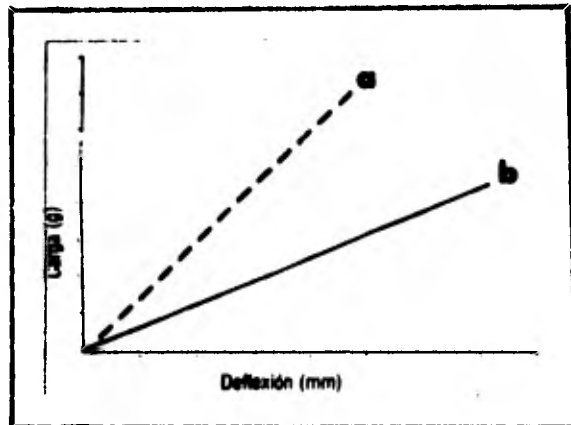
1. Mecánicas. Generalmente hay tres propiedades mecánicas básicas de interés para el ortodoncista:

- a) El límite elástico. b) El módulo de elasticidad. c) La flexibilidad máxima.

El límite elástico es llamado a menudo por los ortodoncistas "Carga de trabajo permisible" o "Carga máxima" y es la mayor tensión que puede aplicarse a un alambre sin que aparezca una deformación permanente. El módulo de elasticidad es el cociente entre la tensión y la deformación dentro de la porción elástica del diagrama tensión-deformación, y tiene una relación directa con la "tasa de carga-deflexión"; "El gradiente de flexibilidad", o la "Relación deformación elástica/fuerza". La flexibilidad máxima es la cantidad de tensión que se produce dentro de la porción elástica de la curva tensión-deformación. En términos ortodónticos se denomina rango de activación, que es la mayor distancia en que puede flexionarse un alambre sin que aparezca la deformación permanente.

Los resortes con altas cargas permisibles y bajas cargas de "Carga-deflexión" tienen altos rangos de activación.

Comparación de tasas de carga-deflexión de dos alambres; el alambre B, aplicará una fuerza más uniforme durante su desactivación.



Es decir, que producirán una fuerza uniforme durante su desactivación.

2. Fatiga. Las tensiones repetidas durante la flexión del alambre, que se producen por debajo de la carga de trabajo permisible, pueden provocar fracturas por fragilidad conocidas técnicamente como "Fallas por fatiga"; este tipo de fracturas se producen en los arcos de ortodoncia.

## F. Mecánica de las fuerzas.

1. Componentes de las fuerzas. Los sistemas de fuerza ortolónicos pueden clasificarse como activos, reactivos o ambos. El miembro activo funciona aplicando fuerzas para el movimiento de los dientes, mientras el componente reactivo se opone al movimiento y provee "inclinaje" necesario. Un miembro puede ser a la vez activo y reactivo, como en el caso del uncio recíproco.

2. Fuerzas como vectores. Una fuerza se define generalmente como la acción de un cuerpo sobre otro; ésta tiende a empujar o traccionar al cuerpo en la dirección en que es aplicada. Dado que las fuerzas son vectores, sus acciones estarán determinadas por sus magnitudes, direcciones y puntos de aplicación. Otros factores de importancia son la uniformidad y la distancia en que actúa la fuerza.

3. Análisis de cuerpo libre. Los alambres de ortodoncia durante su activación, funcionan mecánicamente como vigas en un sistema de fuerzas estático, y como tales pueden ser analizados empleando el método de cuerpo libre. Las leyes de la estática son de aplicación universal, y se aplican a cualquier porción del sistema; por lo tanto, se puede aislar una parte del objeto de analizar las fuerzas que actúan sobre él. Estas fuerzas deben estar en equilibrio.

4. Momentos de flexión. Una simple viga a extensión flexionada desarrolla un movimiento de flexión sobre toda su longitud; el momento actúa desde Cero (0) en el punto de aplicación de la fuerza a su valor máximo en el extremo soportado. El momento es igual al producto de la fuerza aplicada por la distancia al punto de apoyo. ( $M = Fd$ ).

La fuerza tiende a rotar el cuerpo alrededor de un eje, que no intercepta la línea de acción de la fuerza.

a) Sección crítica. La sección crítica o peligrosa es aquella en la que el momento de flexión es más alto; es aquí primero donde se producirá la deformación permanente. El agregar una ancha de alambre en la sección crítica disminuirá la tasa de carga-deflexión y aumentará el rango de activación sin modificar significativamente la carga de trabajo permisible.

5. Cupla. Dos fuerzas iguales y opuestas que actúan separadas por una cierta distancia generan un caso especial de momento. Estas fuerzas no pueden combinarse en una fuerza única, dado que su suma direccional es cero. Una cupla produce rotación y es igual a una de las fuerzas por (producto) por la distancia entre ambas ( $M = Fd$ ). Este momento actúa alrededor de cualquier punto de plano en que actúa la fuerza.

6. Extensión. Como se dijo previamente, la composición química de la viga determina su tasa de carga-deflexión, la carga de trabajo permisible, y el rango de activación. Estos factores también son influenciados dentro de un material dado, por longitud de la viga.

a) Tasa carga-deflexión. Esta es inversamente proporcional al cubo de la longitud ( $1/L^3$  cubo), por lo tanto la deflexión es directamente proporcional al cubo de su longitud. ( $L^3 \text{ cubo } F/3E$ ).

Ejemplo: El alambre 1, que tiene el doble de longitud que el alambre 2, se flexionará 8 veces más con la misma carga.

b) Carga de trabajo permisible. Esta es inversamente proporcional a la longitud  $1/L$ . Ejemplo: La viga 1, que tiene el doble de longitud que la viga 2, tiene una capacidad de carga máxima igual a  $1/2$  de la de la viga dos.

c) Rango de activación. Es proporcional al cuadrado de la longitud ( $L^2$  al cuadrado). Ejemplo: Duplicando la longitud se tendrá cuatro veces más deflexión, aún después de haber reducido la carga de trabajo a la mitad.

7. **Sección transversal.** Un factor sumamente importante que influye sobre las propiedades mecánicas es la geometría de la sección transversal del alambre. La distancia (c) del eje neutral a la fibra externa es el factor crítico. Para los alambres redondos, (c) es la mitad del diámetro. Para los alambres rectangulares, (c) es la distancia del centro del alambre hasta una cara superior o inferior.

a) **Alambre redondo.**

1. La tasa de deflexión es directamente proporcional a la cuarta parte del diámetro ( $d^4$ ).

Ejemplo: Un alambre de 0.020" requiere una fuerza 16 veces mayor para flexionarse la misma distancia que un alambre de 0.010".

2. La carga de trabajo permisible es directamente proporcional al cubo del diámetro ( $d^3$ ).

Ejemplo: Un alambre de 0.010" necesita sólo 1/8 de la carga de un alambre 0.020".

3. El rango de activación es inversamente proporcional al diámetro ( $1/d$ ).

Ejemplo: Un alambre de 0.010" cargado hasta su límite puede flexionarse dos veces más que un alambre de 0.020".

b) **Alambre rectangular.**

1. La tasa de carga-deflexión es directamente proporcional al ancho y al cubo del espesor ( $bh^3$ ).

Ejemplo: Duplicando el ancho se duplica la tasa de carga-deflexión, mientras que duplicando la altura se aumenta la tasa de carga-deflexión 8 veces (0.022" por 0.022" es 8 veces más rígido que 0.011" por 0.022").

2. La carga de trabajo permisible es directamente proporcional al ancho y al cuadrado del espesor ( $bh^2$ ).

3. El rango de activación no es afectado por el ancho, pero es inversamente proporcional al espesor ( $1/h$ ).

Ejemplo: La duplicación del espesor permite un 1/2 de la deflexión.

8. **Espirales.** Es deseable la incorporación de ansas en la zona de la sección crítica. La tasa de carga-deflexión, la carga de trabajo permisible, y el rango de activación son influenciados por el diámetro del anillo y la cantidad de ansas. La única excepción es la carga de trabajo permisible, que no es afectada por el número total de ansas. En general la rigidez o la tasa de carga-deflexión disminuye, mientras el rango de activación aumenta. Sin embargo el aumento del diámetro de las ansas aumenta la carga de trabajo permisible.

9. **Torsión.** La torsión es la deformación impartida a un alambre por una acción rotacional. Las propiedades elásticas de los alambres rectangulares están limitadas en cuanto a la torsión debido a que las distancias entre los brackets son pequeñas. Es posible hacer ajustes muy pequeños, y es necesario un tamaño menor en 0.001" a 0.002" para impedir la transmisión del torque a los dientes adyacentes. Una ranura de 0.018" limita la selección del alambre a aleaciones no preciosas, ya que los alambres de oro de esta dimensión se deforman con facilidad durante la masticación.

a) **Longitud.** No hay efectos exponenciales; la tasa de carga-deflexión es inversamente proporcional a la longitud en la torsión ( $1/l$ ).

La longitud no tiene efecto sobre la carga de trabajo permisible y es directamente al rango de activación.

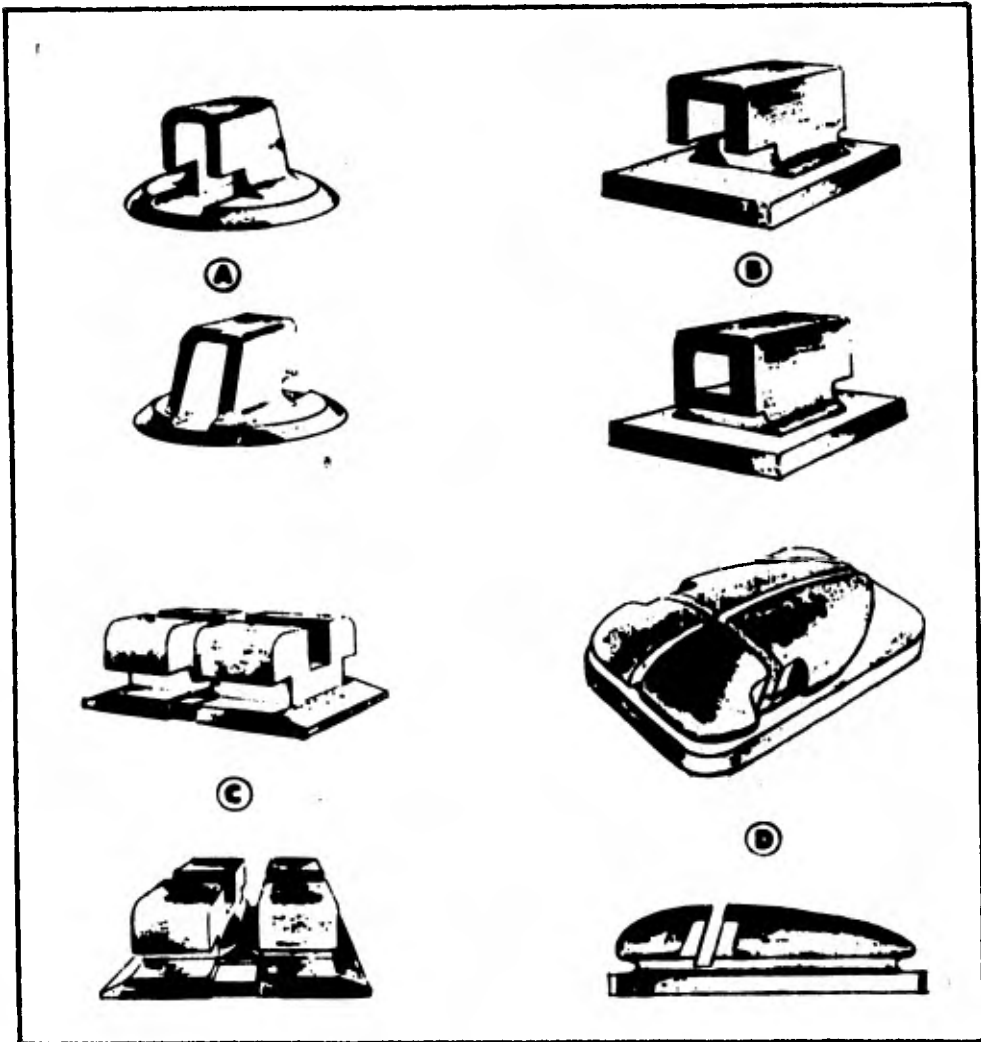
b) **Sección transversal.** La sección transversal influye las propiedades elásticas de los alambres para la torsión de la misma manera que para la flexión.

G. Brackets.

1.- *Diseño del bracket.* El ancho del bracket es un factor importante - - ya que esta esta dimensión influye sobre la cantidad de momento de flexión que se puede - - lograr. Un bracket muy angosto permite tasas de carga-flexión más bajas y provee flexi- - bilidad suficiente para el ajuste. Tiene la desventaja de dejar juego en todos los planos de manera que las fuerzas u los momentos necesarios no se leen aplicarse. Un bracket muy - - ancho producirá tasas de carga-flexión desfavorables y no permitirá que se hagan ajustes con facilidad. Se cree que el ancho óptimo del bracket es la mitad del ancho del diente.

2.- *Brackets sin bandas.* Se han desarrollado brackets sin bandas con el - - objeto de eliminar el período de seroración dentaria, mejorar la higiene y eliminar los - - problemas clínicos que surgen de los aumentos en la longitud del arco por el espesor de las bandas. Recientemente se introdujeron brackets de resina o bandas con la intención de mejo- - rar la estética durante el período de tratamiento (siguiente figura).

*Brackets de resina.* A. Direction (TP Laboratories, La Port, Ind.).  
 B. Unipoint (Unitek Corporation, Monrovia, Cal.). C. Edgemise twin (Unitek Corporation).  
 D. Lee Bracket (Lee Orthodontic Co., El Monte, Cal.).



Se necesitan momentos de pequeña magnitud, ya que se producen cortes diagonales - en estos brackets de resina, actualmente están siendo re-diseñados en un esfuerzo para reducir su fractura. De acuerdo con esto, su uso actual está restringido a los dientes anteriores.

### RESUMEN.

A continuación haremos un pequeño resumen de los puntos más interesantes de este capítulo:

Los anclajes son las unidades que resisten el movimiento de los dientes  
**Austenita (gamma)** Solución sólida cúbica a cara centrada rica en hierro que contiene carbono; formada a una temperatura más alta que la ferrita.

**Carburo:** Compuestos de un metal con carbono.

**Deformación mecánica:** Es el cambio de la dimensión, que se produce como resultado de la aplicación de tensiones, medido como cambio de longitud por unidad de longitud.

**Densidad de dislocación:** La cantidad de imperfecciones lineales por unidad de área.

**Endurecimiento por deformación:** Endurecimiento de un metal como consecuencia del trabajo en frío, causada por la trabazón producida por las imperfecciones lineales (dislocaciones).

**Equiaxial:** Se dice de los granos que tienen diámetros aproximadamente iguales; un polígono con los lados prácticamente iguales.

**Estática:** Rama de la mecánica que se ocupa de la mecánica de los cuerpos mientras están bajo la acción de fuerzas.

**Fase:** Porción homogénea, físicamente distinta y mecánicamente separable de un sistema.

**Ferrita (alfa).** Solución sólida cúbica a cuerpo centrado rica en hierro que contiene carbono. Esta forma de acero debido a su forma y estructura, contiene menos carbono intersticial que la austenita.

**Generador de tensión.** Defecto que sirve para indicar e iniciar la formación de una grieta.

**Grano:** Cristal único de una estructura policristalina (sinónimo: Cristal).

**Hialinización:** Compresión de las fibras ramificadas de manera que se vuelven aciculares. Esto trae como resultado la cesación del movimiento dentario.

**Martensita:** Solución sólida sobresaturada de carbono en hierro formada por enfriamiento brusco de la austenita. No es una fase en equilibrio.

**Microestructura:** Disposición total de los granos individuales y fases de un material la estructura superficial vista a más de 10 aumentos.

**Paravididad:** La aparición de una delgada capa protectora, generalmente producto de oxidación, que vuelve al metal resistente a ulteriores oxidaciones.

**Recocido:** Calentamiento de un material o de un metal para ablandarlo, que produce una eliminación de trabas a las imperfecciones o cambios de fases.

**Superreticulado azul.** Disposición medible de los átomos de zinc y cobre (orden) en lugar de una disposición al azar (desorden).

**Tensión:** Reacción interna a una fuerza externa. En la mecánica experimental, la tensión se considera como la fuerza externa por unidad de área.

**Transformación de fase:** Modificación de las fases existentes. Hay muchos tipos:

**Sólido-Sólido, Sólido-Líquido, amorfo-cristalina,** y así sucesivamente. Sin embargo, con los nombres la transformación de fase se refiere específicamente al cambio cristalino que se produce como resultado del tratamiento térmico o del procesamiento. Generalmente se produce un cambio concomitante en las propiedades mecánicas.

**Tratamiento endurecedor:** Algunas aleaciones forman un precipitado si se les enfría abruptamente después del tratamiento térmico. Este tratamiento para producir el precipitado se conoce como tratamiento endurecedor.



Se le agrega como al acero en cantidad de un 1% (o más) porque al acero lo vuelve más resistente a la corrosión; esto se debe a su efecto oxidador.

El acero inoxidable 18-8 se termina austenítico porque se mantiene a temperatura ambiente de la fase cúbica a cara centrada o gamma.

Se dice que el tratamiento térmico durante el proceso es necesario para impedir las fracturas o rajaduras que aparecerían normalmente durante el trabajo en frío como resultado del endurecimiento por deformación.

El módulo de elasticidad mide la rigidez.

El rango de activación denota la cantidad de deflexión que puede sufrir un alambre sin incurrir en una deformación permanente.

Un alambre de ortodoncia correctamente doblado y tratado térmicamente se fractura después de algunas semanas de servicio. ¿Cuál es la explicación más probable? La causa más probable de la falla de un alambre ortodóntico es la fractura por fatiga.

Se dan un tasa de carga-deflexión bajas porque se mantienen relativamente constantes durante la reactivación.

El sobrecalentamiento de los alambres modifica las propiedades elásticas porque destruye la traba fibrosa de la estructura granular.

¿Qué mecanismo opera para causar un aumento espectacular en las cargas de trabajo permisibles después del tratamiento térmico? Los aumentos espectaculares en las cargas de trabajos permisibles (límite elástico) que se producen luego del tratamiento térmico se deben a transformaciones de fase.

La corrosión intergranular se inicia por una pérdida de resistencia debida a la desactivación del cromo del interior del grano; esta corrosión mediana al metal a fracturarse.

¿Qué es hialinización y cuáles son sus efectos? La hialinización es la formación de zonas libres de células dentro de las fibras periodontales. Esto es causado por una excesiva presión y trae como resultado la cesación del movimiento dentario.

Calcular el mayor momento de flexión producido en una viga de alambre redondo a -- extensión de 0.010" de diámetro y 10 mm de longitud, con una tasa carga-deflexión de -- 300 g/mm, que se flexiona, 1.5 mm.

M Fd  
M (300 g) (10 mm)  
M 3000 g-mm

Cinco factores que determinen la efectividad de una fuerza utilizada para mover dientes, podrían ser los factores que determinan la efectividad de las fuerzas utilizadas para el movimiento dentario son:

- Magnitud de la fuerza.
- Dirección de la aplicación de la fuerza.
- Punto de aplicación de la fuerza.
- Uniformidad de las fuerzas.
- Distancia a lo largo de la cual actúa la fuerza.

¿Cuál es la fuerza o la diferencia entre los efectos rotacionales producidos por una cinta compuesta por dos fuerzas de 30 gramos separadas por 4mm, y una cinta compuesta por 10gr que operan separadas por 8mm?

Cupla A	M	Fd	Cupla B	M	Fd
	M	(30gr) (4mm)		M	(10 g) (8mm)
	M	80 g-mm		M	80 g-mm

No hay diferencia.

Enumerar los factores que determinan las propiedades mecánicas importantes de los alambres utilizados para los aparatos de ortodoncia.

Los factores que determinan las propiedades mecánicas importantes de los alambres para aparatos de ortodoncia son:

- Composición química del alambre.
- Combinación de procesamiento-tratamiento térmico.
- Longitud del alambre o resorte.
- Sección transversal del alambre.
- Cantidad total del alambre utilizado (es decir incorporación de espirales)
- Ubicación de espirales.

## 25. ABRASION Y PULIDO. DENTIFICIOS.

Antes de colocar una restauración o aparato dental en la boca del paciente - definitivamente, hay que realizar un pulido acabado. No sólo la superficie áspera de una restauración, prótesis o aparato de ortodoncia, etc., es molesta, sino que también a ella se adhieren residuos de alimentos y otros detritos. Tal restauración o aparato se ensucia y en algunos casos se pigmenta o se corroe.

Es inevitable que al confeccionar un aparato quedan superficies ásperas. Las bases de las prótesis de acrílico, por ejemplo, a pesar de todo el cuidado posible, presentan pequeñas asperezas superficiales que es preciso eliminar antes de pulirlas.

**Abrasión.** En el sentido estricto de la palabra, el término abrasión es el desgaste de una superficie contra otra, por fricción. Esta abrasión es destructiva y debe ser evitada. El tipo de abrasión al que nos referimos es útil y sirve para alisar una superficie áspera como preparación para el pulido. Es, en realidad, una acción de corte. Sin embargo, en un "instrumento de corte", v. gr., una fresa dental, las hojas o bordes cortantes tienen disposición regular. El patrón de eliminación del material que hace el instrumento hace al instrumento un instrumento de corte de disposición regular de las hojas cortantes. Esto se puede apreciar en microfotografías de una superficie dentaria cortada con una fresa de tal.



*Diente cortado por una fresa. Obsérvese el patrón regular de eliminación de la superficie dentaria, que corresponde a la disposición regular de las hojas del instrumento cortante.*

En contraposición a los instrumentos cortantes, los instrumentos abrasivos tienen muchos puntos abrasivos que por lo general no tienen una distribución definida. Una rueda abrasiva, o un instrumento rotatorio de diamante, por ejemplo, contienen miles de puntas abrasivas agudas que pasan sobre la pieza en cada revolución del instrumento. Cada punta actúa como una hoja individual y quita una astilla o viruta del material. Como estas múltiples hojas cortantes están dispuestas al azar, sobre la superficie se producen irremediables ranuras como se muestra en la siguiente figura.



*Diente cortado por un instrumento de diamante. Obsérvese el patrón irregular de eliminación dentaria, que corresponde a la disposición irregular de los bordes cortantes del instrumento abrasivo (diamante).*

Los ridículos rugosos de una base para dentadura se eliminan con un abrasivo. Se pueden quitar con papel de lija, disco de esmeril o ruedas abrasivas. En cada caso, los filos formados por las partículas abrasivas eliminan las zonas ásperas a medida que pasan sobre la superficie. Disponemos de abrasivos con partículas de diversos tamaños. Los abrasivos de grano grueso dejan ranuras en la superficie, las cuales deben ser eliminadas con abrasivos de grano más fino. Finalmente el abrasivo puede ser tan fino, que produzca una superficie de lisura tal que refleje la luz uniformemente, y entonces se dice que la superficie de la restauración o de cualquier material está pulida.

Los abrasivos usados en odontología se aplican a las piezas con una serie de instrumentos abrasivos. Las partículas se hallan adheridas a un disco de papel o de plástico que se coloca en una pieza de mano dental. En el caso de los instrumentos rotatorios de diamante, los fragmentos de diamante están fijados en ruedas, discos y cilindros de acero. En las ruedas y piedras dentales para desgaste, las partículas abrasivas están mezcladas con una sustancia de unión o material de matriz que mantiene juntas las partículas. Antes de que endurezca, el material que hace las veces de matriz y que contiene el abrasivo es moldeado, para con ello hacer instrumentos de forma y tamaño adecuados.

Los abrasivos también son mezclados con agua, glicerina o alguna otra sustancia para obtener pastas o suspensiones. En ese caso, se frota la suspensión con la superficie del material, por medio de una rueda de tela o fieltro, con tazas de goma o cepillos. Esta manera de aplicar los abrasivos es particularmente útil para terminar y pulir superficies irregulares, tales como dentadura y restauraciones y para profilaxia de los dientes.

**Tipos de Abrasivos.** Hay muchas sustancias abrasivas y pulidoras, pero solo nos extendaremos en las que tienen aplicación en odontología.

**Esmeril.** El esmeril se compone básicamente de óxido natural de aluminio denominado "Corindón". Contiene varias impurezas tales como el óxido de hierro, que también actúa como abrasivo.

**Óxido de aluminio.** El óxido de aluminio puro se obtiene de la "Bauxita", que es óxido de aluminio impuro. Se produce en granos de diversos tamaños, y ha reemplazado al esmeril parcialmente como abrasivo.

Mediante un proceso de flotación en agua se obtienen partículas de óxido de aluminio extremadamente finas. Esta forma se conoce como "Alúmina levigada" y se la usa extensamente para pulir piezas metalográficas.

**Granate.** Esta denominación incluye cierto número de minerales diferentes que poseen propiedades físicas y forma cristalina similares. Los minerales comprenden los silicatos de combinaciones de aluminio, cobalto, magnesio, hierro y manganeso. El granate es pegado al papel o tela con cola u otra sustancia adhesiva. Es uno de los abrasivos más comunes que se usan en discos abrasivos para dentaduras, montados en pieza de mano.

**Pómez.** La piedra pómez es un material altamente silíceo de origen volcánico, y según el tamaño de sus partículas, sirve como abrasivo o como pulidor. Se utiliza en odontología para muchos procedimientos, que abarcan desde el aislamiento de bases de dentaduras hasta el pulido de dientes en boca.

**Kieselguhr.** El kieselguhr, o harina fósil, está compuesto de restos silíceos de minúsculas plantas acuáticas conocidas como "Diatomeas". La forma más gruesa se denomina "Tierra de diatomeas" que se utiliza como relleno de muchos materiales dentales, por ejemplo los hidrocoloides. Es excelente como sustancia abrasiva y pulidora suave.

**Tripoli.** Esta sustancia abrasiva y pulidora suave suele ser frecuentemente confundida con el Kieselguhr, con el cual se substituye con frecuencia. El verdadero tripoli se substituye o se extrae de ciertas rocas raras, descubiertas en el norte de África, cerca de Tripoli, y de ahí su nombre.

**Rouge.** El rouge es un polvo fino compuesto de Óxido de hierro ( $Fe_2O_3$ ). Por lo común se emplea en forma de pasta compacta. Se impregna en papel o tela, que se conoce como "Paño de apalbrán". Es una excelente sustancia pulidora del oro y aleaciones de metal precioso, pero su manipulación es sucia.

**Óxido de estaño.** El óxido de estaño, o polvo de masilla, se usa exclusivamente como sustancia pulidora para dientes y restauraciones retéticas en la boca. Se mezcla con agua y alcohol o glicerina y se emplea en forma de pasta. Es un polvo blanco puro, obtenido tratando a una temperatura elevada el producto de una reacción de estaño y ácido nítrico concentrado.

**Lija.** La lija es carbonato de calcio preparado por precipitación. Para los diferentes tipos de pulido hay diferentes grados y formas físicas de carbonato de calcio. En la sustancia pulidora usada en los dentífricos son variedades de magnesio, fosfato de calcio, fosfato de sodio, sulfato de calcio, bicarbonato de sodio y cloruro de sodio.

El óxido de cromo es usado con frecuencia como sustancia pulidora, especialmente para el acero inoxidable.

**Arene.** La arena y otras formas de cuarzo se emplean como abrasivos. Un ejemplo difundido de su uso es el papel de lija. También se emplea como polvo en los equipos arenadores. Cuando se desea un material menos abrasivo, se puede emplear cáscara de nuez triturada en lugar de arena.

**Carburos.** Como abrasivos se emplean como buenos resultados diversos carburos tales como el carburo de silicio (SiC) y el carburo de Boro (B<sub>4</sub>C). Estos dos productos se obtienen calentando el Silicio y el Boro a una temperatura muy elevada para efectuar su unión con el carbono. El carburo de silicio es sinterizado o aglomerado con una sustancia aglutinante y se le da forma de rueda y discos abrasivos. La mayoría de piedras que sirven para cortar la estructura dentaria son de carburo de silicio.

**Diamante.** El abrasivo más duro y eficaz del esmalte dentario está compuesto de fragmentos de diamante. Los fragmentos están unidos por una substancia cementante para formar las pedras de diamante y los discos tan populares en la profesión odontológica.

**Silicato de Circonio.** Es una substancia pulidora usada para la profilaxia dental.

#### Acción del abrasivo.

La acción del abrasivo al desplazarse sobre la superficie es fundamentalmente una acción de corte. Cada pequeña partícula abrasiva representa o presenta un borde filoso que corta la superficie a manera supuesta de un cincel puntiagudo y filoso. Se forma una viruta que inmediatamente se deshace en un polvo fino y con frecuencia se adhiere al instrumento, de modo que es necesario limpiarlo a menudo.

Cuando se desgastan metales, la estructura cristalina de la superficie se altera, a veces hasta una profundidad de 10 micrones los granos se desorientan y se puede producir un endurecimiento por deformación. Cuanto mayor es la abrasión, tanto mayor es la desorientación y el endurecimiento por deformación acompaña a la desorientación, y la dureza superficial del metal aumenta.

Algunos cristales se fracturan y pueden quedar minúsculas partículas de polvo en la superficie. Muchas de estas pequeñas partículas se eliminan lavando la pieza con agua y jabón; siempre habrá que hacer esta operación (limpieza) antes de una operación de limpieza, para luego hacer la operación de pulido.

El efecto sobre la superficie varía según los diferentes metales. En un metal dúctil como el oro, por ejemplo, el abrasivo quita menos superficie que en un metal frágil. En un metal dúctil, la ranura que expone el abrasivo expone un reborde de metal a cada lado, como queda la tierra a cada lado de un surco del arado. En otras palabras, la película abrasiva simplemente "ara" la superficie, sin quitar, en realidad, gran parte de ella. Por consiguiente muchas aleaciones de oro con número de dureza Brinell elevado son menos resistentes a la aleación que algunos tipos de aleación que son más blandas.

La alteración superficial de la resina, como la que ocurre en una base para dentaduras, incluye la introducción de tensiones superficiales que pueden producir una deformación si la abrasión es demasiado intensa. La generación de calor durante la abrasión libera en parte estas tensiones, pero, si es excesiva, puede llegar a liberar las tensiones del procesamiento y producir una deformación general, así como fusión real de la superficie de la resina.

#### Características necesarias de un abrasivo.

En primer lugar, el abrasivo debe de ser de forma irregular, de modo que presente bordes cortantes. Las partículas redondas y lisas de la arena, como la de las playas marinas, poseen malas propiedades abrasivas. Asimismo, la impregnación de papel de lija con partículas cúbicas, que siempre presentan una cara plana hacia la pieza, no abrasiona con tanta facilidad como con partículas de contorno irregular.

En segundo lugar el abrasivo debe ser más duro que la substancia que se va a abrasionar. Si el abrasivo no puede indentar la superficie que se va a trabajar, no la puede cortar. En este caso, el abrasivo se embota o desgasta.

Número de dureza Knoop de cinco abrasivos.

Abrasivo	Número de dureza Knoop
Arena	800
Esmeril	2000
Carburo de silicio	2500
Carburo de boro	2800
Diamante	> 7000

Una tercera propiedad para un abrasivo, es que debe tener una alta resistencia al impacto o resistencia de "Cuerpo". Cuando, por ejemplo, se aplica una rueda abrasiva contra un metal, la partícula abrasiva golpea bruscamente a medida que se va desplazando a lo largo de la circunferencia de la rueda. Si se destruye en el momento de entrar en contacto con la pieza, es ineficaz. Por el contrario si no se fractura nunca, su filo pierde agudeza y esta también pierde agudeza. Idealmente, es mejor que el abrasivo se fracture y no que pierda filo. Para que siempre haya bordes cortantes, la fractura del abrasivo también ayuda a quitar los residuos que va dejando el material abrasionado. Aunque las frezas de diamante contan casi todo tipo de estructura dentaria, las partículas de diamante se fracturan; más bien pierden substancia en la punta, además tienden a embotarse cuando desgastan substancias dúctiles o blandas. Rinden al máximo cuando se las usa para trabajar sobre el esmalte dentario, muy duro y frágil.

La resistencia de cuerpo de los abrasivos enumerados en el cuadro anterior es del mismo orden que de sus durezas.

Una cuarta cualidad de un abrasivo es que posea resistencia a la fricción para que no se desgaste. Un ejemplo de fricción es el desgaste normal de la lija sobre el pizarrón o de un lápiz sobre el papel. No siempre la fricción o el desafilado es producto del desgaste. El abrasivo puede ser "disuelto" o impregnado en el trabajo por la acción química. El carburo de silicio, por ejemplo se desgasta con mayor rapidez sobre el acero que el óxido de aluminio, porque es soluble en el acero.

#### Graduación de los abrasivos y de los pulidores.

Los abrasivos se gradúan sobre la base de finura de malla normalizada a través de la cual pueden pasar. Un abrasivo con el número 8 pasa a través de una malla de 8 orificios por pulgada, pero no puede pasar por una malla más fina. Los diferentes abrasivos se gradúan de diferente manera. Un abrasivo de carburo de silicio, por ejemplo, se gradúan en: 8, 10, 12, 14, 16, 20, 24, 30, 36, 46, 60, 70, 80, 90, 100, 120, 150, 180, 220, 240, y así sucesivamente. Los abrasivos más finos se designan como polvos o harinas, y se gradúan según la finura creciente, como: F, FF, FFF, FFFF, etc., o, en el caso de papeles abrasivos, como 0, 00, 000, 0000, etc.

#### Cementante.

Como se estableció antes, las partículas abrasivas de las ruedas y de los discos se mantienen unidas gracias a una substancia que las aglutina, o cementante. En muchos casos, se usa una unión cerámica, particularmente para cementar los fragmentos de diamante en instrumentos dentales, aunque también se recurre a un proceso de electrodeposición para obtener una unión metálica. Para discos de grano blando se usa caucho o goma laca. Estos últimos, como es deable esperar, se desgastarán rápidamente, pero son útiles en ciertas operaciones dentales en las cuales se requiere una abrasión delicada.

El tipo de cementante se halla íntimamente relacionado con la vida del instrumento en uso. La mayoría de los abrasivos, se impregnará el cementante con un abrasivo de determinado grado, de tal manera que cuando la partícula se desprende en el uso de el abrasivo, otra toma su lugar a medida que el cementante se va desgastando. Además la distribución del abrasivo debe de ser tal que la superficie del instrumento se desgaste uniformemente, en especial si el disco o rueda se usa para trabajar sobre la periferia.

#### Frezas de diamante.

No es esto lo que sucede con los instrumentos dentales de diamante. Los fragmentos de diamante son demasiado caros para impregnarlos en el instrumento o para que se pierdan cuando la matriz se desgasta. Además se desgastan con mayor lentitud que otros abrasivos. En la siguiente figura se ilustra la idea de un fabricante para colocar los fragmentos de diamante sobre un instrumento dental. La disposición de A y de B proporciona un corte suave y poca vibración del instrumento. En C, las puntas sobresalen más del cementante

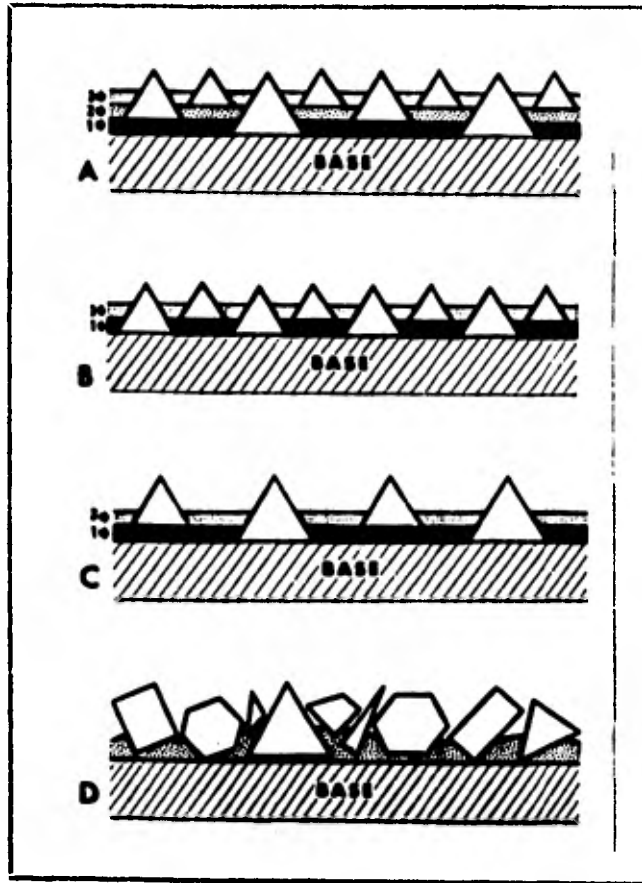
Disposición esquemática de fragmentos de diamante sobre un instrumento abrasivo dental en corte transversal.

A, distribución en tres capas, usando tres grados de fragmentos de diamante unidos a la base metálica por una substancia cementante cerámica.

B, una disposición menos densa con dos grados de fragmentos.

C, instrumento cortante grueso con dos grados de fragmentos.

D, fragmentos de tamaños y formas variados, dispuestos en una capa de cementante.



—te y se hallan más espaciadas. Este instrumento corta con mayor rapidez, pero las ranuras que hace en la superficie son más profundas. Sirve para cortes gruesos. Los amplios espacios que hay entre las puntas dejan espacios para los residuos del corte, disminuyendo la posibilidad de que se atascen o se adhieran.

La disposición heterogénea de los fragmentos de diamante en D, proporciona un contorno áspero a la superficie. No solo hay mayores posibilidades de que los fragmentos se desprendan del cementante durante el uso, sino que el instrumento puede vibrar o "Rechinar", causando una excesiva generación de calor y, por lo general, un corte poco eficaz. Es más, al operador le cuesta más regular el corte.

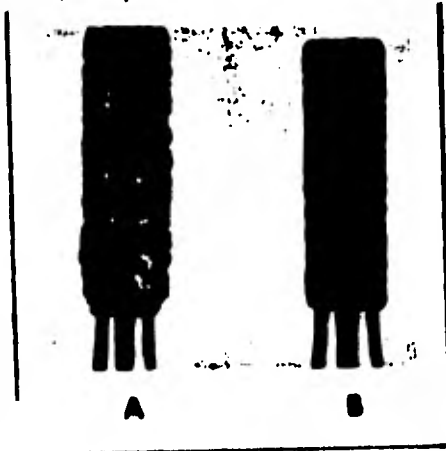


Imagen aumentada de dos fresas dentales de diamante para ilustrar el efecto de los fragmentos dispuestos irregularmente. (A) En comparación con la disposición regular (B).

En la figura anterior, se ve el contorno superficial de ese instrumento de diamante, que contrasta con el perfil regular del instrumento de la derecha.

#### Factores que afectan al régimen de abrasión.

Suponiendo que el abrasivo posee las características deseadas esbozadas en los párrafos precedentes, el tamaño de la partícula abrasiva es un factor importante a la velocidad a que se desgasta la superficie. Cuanto mayor es la partícula, tanto más profunda es la ranura que deja en la superficie y tanto más rápidamente se desgasta la superficie.

La elección del tamaño de un abrasivo es, en gran medida, cuestión de criterio. Si hay muchos nódulos grandes y zonas ásperas similares en la superficie de la pieza, está indicado el uso de un abrasivo grueso. Sin embargo, el abrasivo grueso hace "ranuras" que hay que eliminar después mediante la utilización de abrasivos progresivamente más finos. Por otra parte sería una pérdida de tiempo y material comenzar con un abrasivo muy fino sobre una superficie muy áspera, simplemente por evitar las ranuras profundas.

Un segundo factor a considerar es la presión de la pieza contra el abrasivo. Este factor se ilustra mejor en una piedra de desgaste o en un instrumento abrasivo que el operador utiliza en la pieza de turno. Si presionamos la pieza de turno con fuerza contra la piedra, las ranuras son más profundas y la abrasión más rápida. Sin embargo, esta observación no toma en cuenta la fuerza que actúa sobre la partícula abrasiva. Cuando la partícula pasa sobre la pieza, la presión inversa de la pieza tiende a desplazar o a fracturar el abrasivo. Obviamente, cuanto mayor es la presión de la piedra sobre la rueda, tanto mayor es la profundidad de las ranuras y mayor es la tendencia de la partícula a desprenderse o a fracturarse. En estas circunstancias, la eficiencia del procedimiento abrasivo disminuye gradualmente y la rueda se desgasta.

Un tercer factor de gran importancia es el control del régimen de abrasión, es la velocidad a la que la partícula pasa sobre la pieza. Cuanto más rápidamente gira la rueda, tantas más veces por unidad de tiempo la partícula hace contacto con la superficie. Aumentar la velocidad de la rueda es la manera lógica de aumentar el régimen de abrasión con un determinado abrasivo sin desgastar el instrumento. Si muchas partículas de abrasivo pasan sobre la pieza a régimen rápido, se puede reducir la presión de la pieza contra la rueda sin que por esto disminuya el régimen de abrasión.

Si se aplica una carga o presión demasiado grande, la fractura o desgaste del abrasivo es más rápida que a una velocidad inferior. Además, la cabeza del instrumento de carburo de silicio o diamante puede fracturarse y separarse del vástago. Las mismas observaciones son válidas para las fresas de acero, y particularmente para las de carburo.

#### Velocidad de rotación y velocidad lineal.

La velocidad a que las partículas pasan por la pieza es la "Velocidad lineal". La velocidad lineal de una rueda abrasiva o una fresa guarda relación con su velocidad de rotación, según sea su tamaño. Si, por ejemplo, la partícula abrasiva se halla sobre la circunferencia de la rueda, y cuando la rueda da una vuelta completa, la partícula se deslaza la longitud de la circunferencia, que es, por supuesto (PT) multiplicado por el diámetro de la circunferencia o por el diámetro de la rueda. Si la rueda gira a un régimen de (n) revoluciones por minuto, la velocidad lineal de la partícula da la relación matemática de:

$$v \text{ es igual a } P \times d \times n$$

donde d es igual al diámetro de la rueda

y n es igual a las revoluciones por minuto (rpm)

v es igual a la velocidad lineal.

La unidad generalmente empleada para la velocidad lineal es pies por minuto. Los diferentes abrasivos requieren diferentes velocidades para alcanzar su eficacia máxima, y esas velocidades son determinadas en gran parte por la experiencia. Supongamos que la velocidad lineal es de 500 pies por minuto es el valor promedio para la velocidad



—óptima. Sobre esta base, la velocidad de un motor de un torno para laboratorio debe ser de 6300 revoluciones por minuto para una rueda abrasiva de tres pulgadas (7.7cm) de diámetro. Como la mayoría de los tornos de laboratorio operan a dos velocidades de rotación 1750 y 3400 r.p.m., éstas piedras abrasivas no pueden ser utilizadas a sus velocidades óptimas.

Suponiendo, como antes, una velocidad lineal óptima de 5000 pies por minuto, con la fórmula podemos calcular que una freza de cono invertido de carburo de silicio de  $\frac{3}{16}$  pulgada (0.48cm) de diámetro debe girar a una velocidad de rotación de 120,000rpm para tener la mayor eficiencia. A velocidades inferiores las frezas de carburo de silicio se desgastan y desafilan mucho más rápidamente. Estas velocidades se hallan dentro de los márgenes de la práctica odontológica.

De los cálculos es evidente que si han de ser eficaces en los procedimientos dentales, las piedras e instrumentos rotatorios deben ser construidos especialmente al efecto. Lamentablemente, muchos de los instrumentos dentales abrasivos no son eficientes y se desgastan con rapidez. El uso de instrumentos abrasivos de diamante ha mejorado notablemente la eficacia del corte o desgaste del esmalte dentario. Las partículas de diamante son tan duras, fuertes y resistentes a la fricción que prácticamente la única manera de que el instrumento de diamante pueda desgastarse es cuando el diamante se desprende del cemento.

### Pulido.

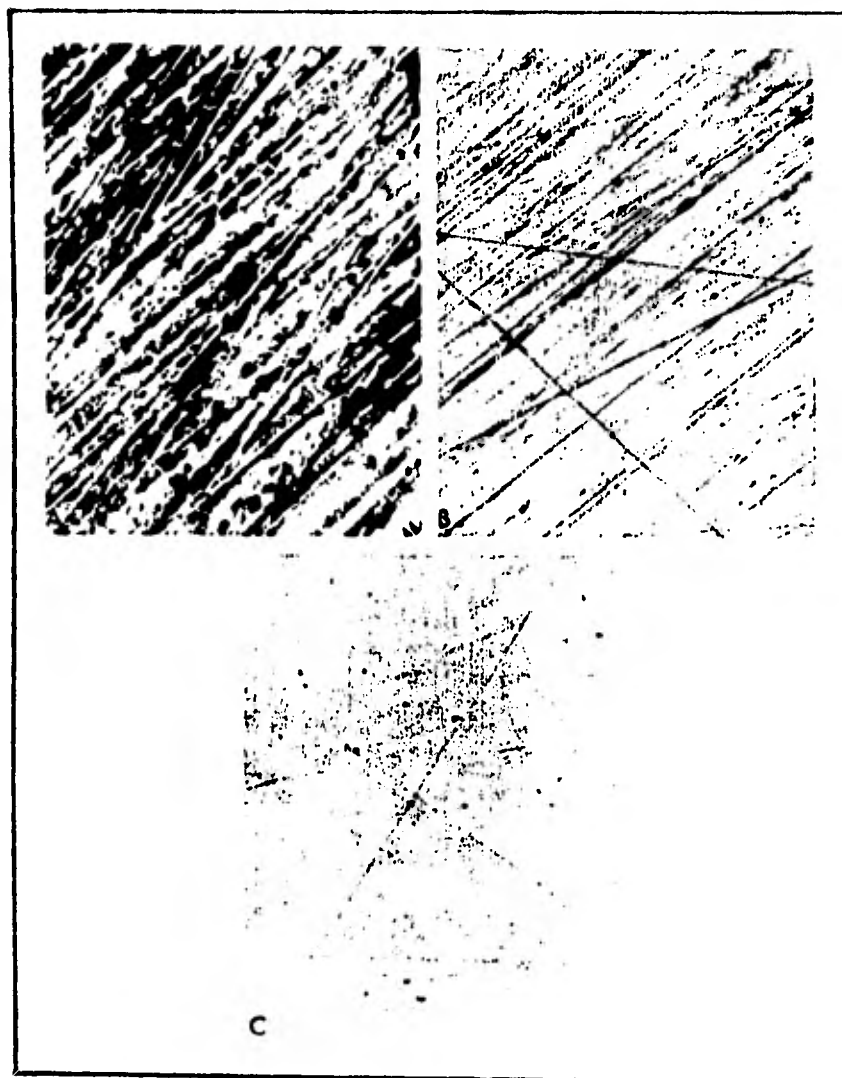
Metalográficamente hablando, el pulido connota la obtención de una superficie lisa, espejada, sobre un metal sin recurrir a depositar una película. Se puede hacer brillar una superficie con cera, por ejemplo, pero esta manera de pulir no entra en la presente explicación. El pulido metalográfico se realiza produciendo una superficie virtualmente carente de ranuras o rayas.

Como se describió antes, cuanto más fino es el abrasivo, tanto menores son las partículas eliminadas o contadas de la superficie y tanto menores son las ranuras que se forman.

Si se reduce lo suficiente el tamaño de las partículas del abrasivo, las ranuras se tornan extremadamente finas y llegan a desaparecer del todo. entonces, la superficie adquiere una capa brillante lisa que se conoce como pulido. Se supone que esa capa está compuesta de minúsculos cristales y se dice que tiene estructura "Microcristalina". Aunque no se conoce del todo el proceso, la teoría más reciente supone que las sustancias pulidoras eliminan realmente material de la superficie, molécula por molécula, y esto da lugar a superficies muy lisas. En el proceso, las ranuras e irregularidades finas son llenadas por las partículas pulverizadas que son quitadas de la superficie. Esta capa microcristalina lleva la denominación de "Capa pulida" o "Capa de Bailby". (El científico Bailby fue quien observó por primera vez la presencia de esta capa superficial después de hecho el pulido).

En la siguiente figura vemos microfotografías de la superficie de un colado de oro en tres períodos del procedimiento de pulido. El abrasivo grueso que se usó primero para eliminar irregularidades superficiales gruesas produjo ranuras profundas (A). Cuando se usaron abrasivos de grano más fino, fueron eliminadas las ranuras profundas y reemplazadas por ranuras más finas (B). Finalmente, se empleó una sustancia pulidora. Se observará en la figura (C) que la sustancia pulidora obliteró o eliminó casi todas las ranuras, dejando un terminado liso.

A veces, es difícil definir la diferencia que hay entre una sustancia abrasiva y una sustancia pulidora. En la práctica, los términos se usan en forma indistinta. Esto se justifica porque un determinado elemento con partículas de tamaño grande puede actuar como abrasivo, dejando ranuras. El mismo abrasivo con partículas de tamaño pequeño deja una superficie pulida.



*Microfotografías de la superficie de un contacto en oro en tres periodos de la operación de pulido.*

*A, Ranuras producidas por el abrasivo grueso usado para el terminado preliminar.*

*B, Las ranuras grandes son obliteradas y reemplazadas por ranuras menores como consecuencia del uso de un abrasivo más fino.*

*C, La acción de la substancia pulidora virtualmente a eliminado las ranuras.*

La cantidad de material que las sustancias pulidoras quitan de la superficie durante el pulido es variable. Algunas producen una superficie muy pulida al tiempo que eliminan una cantidad considerable de material, aunque tal sustancia tenga partículas de tamaño pequeño, pueden contar muy rápidamente, debido al filo y a la dureza de las partículas. En ese caso, el régimen a que un determinado material es eliminado de la superficie dependerá en grado considerable de las propiedades de la sustancia que se ha de pulir.

Por ello, una sustancia se presta mejor que otra para pulir determinados materiales. La alúmina levigada, por ejemplo, se usa con frecuencia para pulir metales, produce una excelente capa pulida, sin quitar cantidades excesivas de material. Aunque la alúmina levigada pule muy bien el esmalte y la dentina denturios, desgasta las estructuras dentarias con gran rapidez. Su uso en Odontología se limita al uso, para pulir metales, y no hay que usarla jamás para pulir los dientes.

Las velocidades óptimas para hacer el pulido son algo superiores a las adecuadas para la abrasi6n. Se emplean velocidades lineales hasta de 10,000 pies por minuto. La velocidad lineal óptima varía según los diferentes agentes pulidores, pero la velocidad promedio es de unos 7500 pies por minuto. Durante el pulido se elimina una porci6n muy pequeña de la superficie no mayor que 0.005 milímetros.

### Bruído.

El bruído se halla algo relacionado con el pulido en el sentido de que se desplaza o mueve la superficie. Sin embargo, en vez de usar muchas partículas pequeñas, se emplea un extremo liso grande. Si se frota un extremo de acero redondo sobre el margen de una incrustaci6n de oro (aleaci6n de oro tipo I o II), el metal se desplaza de modo que se cierra toda pequeña desigualdad entre la incrustaci6n y el diente. El odont6logo emplea esta t6cnica, o usa una pequeña fresa especial activada a alta velocidad.

Es importante que el instrumento para bruír no sea de un material que se adhiera o disuelva en la superficie del metal bruído. Si se usara un instrumento de bronce, es indudable que los átomos de cobre se impregnarían en la superficie de la incrustaci6n de oro. A veces, se usa el proceso inverso para hacer el donado industrial. Se coloca una copa de oro, por ejemplo, sobre una superficie de bronce o de cobre, bruíndola rápidamente con un cepillo de alambre de oro que gire rápidamente.

### Consideraciones técnicas.

Las técnicas que hemos de describir se utilizan en el laboratorio dental para trabajar sobre piezas o aparatos grandes. Las técnicas adecuadas para hacer en boca se desarrollan mejor en los cursos de técnica dental. Los principios fundamentales de ambas técnicas son fundamentalmente las mismas.

El pulido alisado de la pieza se hace con un abrasivo grueso o con una fresa; como vemos en la figura anterior ambos dejan profundas ranuras. Estas ranuras se eliminan con un abrasivo más fino, pero la diferencia de grosor no debe ser demasiado pronunciada. El hecho de usar un abrasivo muy fino después de uno relativamente grueso no economiza tiempo y da aspecto rayado o formas que se asemejan a cula de pescado. Una vez que se pasa un abrasivo de grano un poco más fino, se cambiará la direcci6n de la abrasi6n cada vez que sea posible, para que las ranuras más finas sean perpendiculares a las gruesas. Se obtiene así una abrasi6n más uniforme.

Cuando ya no se perciben ranuras o rayas a simple vista, se hace el pulido preliminar con pómez aplicada con una rueda de tela. Este procedimiento es especialmente adecuado para pulir dentaduras de resina acrílica. Se lava a fondo la pieza con agua y jab6n para eliminar todo resto del abrasivo y la mayor cantidad de material desprendido por el abrasivo. También hay que limpiar muy bien la mesa de trabajo. Se hace una pasta de pómez y agua de consistencia "locosa" o "hebra". Si el agua se evapora o se pierde de alguna otra manera, hay que reemplazarla. La rueda debe girar a alta velocidad hacia el operador.

desde su parte superior. Se toma firmemente la pieza con una mano y se coloca íntegramente sobre la pieza con la otra. Después, se lleva la pieza hacia la rueda, en su parte inferior y se la retira de inmediato. Se repite esto una y otra vez, en toda la superficie por pulir hasta que esta quede brillante y razonablemente bien pulida. Señalamos, que la pasta debe ser aplicada sobre la pieza, y no en la rueda. La rueda no retiene la pasta; al girar, las fuerzas de rotación arrojan el agua y la pasta hacia afuera.

Se limpia otra vez la pieza minuciosamente. Un grano de abrasivo que queda en este periodo puede dejar áspera la superficie hasta el punto de que puede ser necesario repetir el pulido. Ahora, se reemplaza la rueda anterior por una de fieltro o franela de algodón. Como antes, la rueda debe girar a la mayor velocidad posible. Se usa un pulidor en pasta compacta, aglutinado con una sustancia grasa. Se sostiene la pasta contra la rueda hasta que se impregne bien. La sustancia grasa ayuda a conservar la sustancia pulidora sobre la rueda y al mismo tiempo amortigua la acción del pulidor, de manera que el acabado y lustre que se obtiene es más uniforme. Nuevamente, se sostiene la pieza contra la rueda y se la va dando vuelta para que todas las partes y superficies se pulan uniformemente. La pieza debe estar en contacto con la rueda bajo presión suave, para no generar demasiado calor. Esta precaución será observada especialmente cuando se pulen prótesis de resina.

Además de las consideraciones estéticas, hay una serie de razones por las cuales hay que obtener un buen pulido de dientes, aparatos y restauraciones. La superficie lisa reduce la retención de residuos alimenticios. Más importante quizá es el hecho de que la capa pulida de los metales proviene una reducción bastante considerable de la corrosión y de la pigmentación. Como toda la superficie se halla protegida por una capa pulida homogénea las posibilidades de que se produzcan acciones electrolíticas o corrosivas similares son menores. Además los aparatos y restauraciones con superficies muy ásperas son incómodos para el paciente.

Hay pruebas de que es posible obtener una capa de "Beilby" sobre superficies de damantinas, así como de superficies metálicas. En tal caso, podemos presumir que un diente muy pulido será más resistente a la acción cariogénica que uno que no está pulido. Se comprobó, por ejemplo, que una superficie dentaria pulida es 15% menos soluble en ácido que una áspera. Esta consideración acentúa de que una profilaxia minuciosa y la realización de una higiene bucal adecuada por parte del paciente.

### Dentífricos.

Ninguna exposición sobre la acción de sustancias abrasivas o pulidoras en odontología estaría completa sin la mención del efecto de los dentífricos en las superficies dentarias.

La función fundamental del dentífrico es auxiliar al cepillo dental en la limpieza de las superficies dentarias accesibles para eliminar pigmentaciones y residuos. Es indudable que el dentífrico desempeña un papel importante en este procedimiento de limpieza.

Se observó que la frecuencia de formación de películas y pigmentaciones era mucho mayor en los dientes de pacientes que se cepillaban únicamente con agua que cuando esas mismas personas usaban dentífrico. Por otra parte, seguramente no hay tema más controvertido que la eficacia del dentífrico en la limpieza y pulido de los dientes. Por lo general, la propaganda de los fabricantes de dentífricos ha enmascarado la información sobre este tópico hasta el punto de que hay poca información básica de que partir.

La necesidad del uso del dentífrico, o de un dentífrico particular, varía según las personas. Es indudable que las diferencias naturales de la flora bucal, y los hábitos personales, tales como la dieta y el tabaco influyen en la formación de placa y pigmentaciones. No hay duda de que algunos dentífricos son mejores que otros a este respecto. Aquí tratamos el tema de los dentífricos como material dental solo desde el punto de vista de la ciencia física. No se incluye el tema de fluoruros ni de bactericidas en los dentífricos.

## Composición.

Ciertos ingredientes básicos son comunes a todos los dentífricos, independientemente de si son pastas o son polvos. Estos ingredientes son un agente sápido, un detergente y una sustancia abrasiva o pulidora.

Descontando el anuncio sobre el valor terapéutico sobre determinado dentífrico la mayoría de la gente tiende a escoger el dentífrico sobre la base del sabor. Así, el agente sávido, aunque poco importante para la función, es un elemento que tiene muy en consideración el fabricante. En su mayor parte, los agentes sápidos son extractos sintéticos suaves. Se emplean edulcorantes artificiales porque la presencia de carbohidratos sería deletérea para la estructura dentaria.

El detergente disminuye la tensión superficial del dentífrico y ayuda a desprender los residuos de la superficie dentaria, exactamente de la misma manera como un detergente ayuda a quitar la suciedad de cualquier superficie.

Desde el punto de vista de la función, el ingrediente más importante del dentífrico es la sustancia abrasiva o pulidora. Idealmente, un dentífrico debe ser lo suficientemente abrasivo como para quitar las pigmentaciones, pero no debe cortar o desgastar la superficie dentaria innecesariamente. El resultado será, la obtención de una superficie lisa y pulida.

La información sobre la abrasividad de los dentífricos es comparativamente escasa, en parte porque los otros ingredientes que comúnmente integran los dentífricos modifican la acción del abrasivo propiamente dicho. La abrasividad de la suspensión de carbonato de calcio, por ejemplo, se reduce a la mitad cuando está presente cierta cantidad de sulfato alquilo de sodio.

Recientemente, se han comercializado algunas pastas dentífricas que contienen cloroformo. El cloroformo es un excelente solvente de resinas, y por ello estos dentífricos atacan las restauraciones de resina, ablandando la superficie y haciendo que se fracturen y se aprietan. Los pacientes que tienen restauraciones, coronas fijas o frentes de resina han de evitar estos productos.

Las pastas dentífricas contienen otros ingredientes para unir los ingredientes básicos y formar así una pasta. Contienen humectantes, tales como glicerina y sorbitol, sustancias tales como el alginato de sodio, y derivados de la celulosa se emplean para regular la consistencia de la pasta y mantener la consistencia de la pasta en fase sólida o en suspensión.

## Medición de la abrasividad.

No hay relación entre la acción abrasiva de una sustancia y su capacidad de producir una superficie lisa. Así, por ejemplo, como se explicó antes, la alúmina levigada es eficaz en la producción de una superficie muy pulida, pero es tan abrasiva que no se le puede usar sola en un dentífrico.

Se han empleado varias técnicas para medir la abrasividad de los ingredientes del dentífrico y de este, tales como técnicas de cambio de dimensión y pérdida de peso sobre la estructura dentaria. Debido a las variables propias de las superficies dentarias se han ensayado varios metales como sustitutos de la estructura dentaria propiamente dicha. Se midió el cambio de dimensión o la pérdida de peso de piezas de antimonio, cobre, y plata después de ser tratadas con dentífricos, aunque el antimonio se muestra como el más prometededor, hay pruebas alocuñadas de que no existe buena correlación entre la cantidad de relación sobre planchas de metal y la producida sobre el esmalte. Hasta ahora, la mejor manera de determinar la abrasividad de un dentífrico es sobre la estructura dentaria misma.

Para estudiar el desgaste de la dentina se usó una técnica radiográfica, este estudio indicó que la abrasión del cemento expuesto es mayor que el de la dentina o que el del esmalte cuando se cepillan los dientes en sentido perpendicular al eje mayor del diente y no paralelamente a él. La erosión cervical que con tanta frecuencia se observa en la clínica podría deberse en parte al efecto abrasivo del dentífrico y el cepillo.

La dentina se desgasta unas 25 veces más rápido que el esmalte, y el cemento 35 veces más que el esmalte. También, mediante el uso de dientes, otros investigadores comprobaron los efectos deletéreos de ciertas impurezas presentes en los dentífricos. Pequeñas cantidades de sílice, por ejemplo, aumentan marcadamente la abrasividad del carbonato de calcio.

En vista del pronunciado efecto de las impurezas que pudieran estar presentes en los dentífricos, se ha determinado un ensayo cualitativo para determinar la presencia de pequeños porcentajes o de partículas de materiales muy abrasivos. Se coloca el dentífrico sobre una plancha de vidrio limpia y se frota con un instrumento metálico comparable a una moneda de cinco Centavos. Si se usa dentífrico en polvo, se añade agua destilada para producir una suspensión. Se frota el instrumento sobre el vidrio, con 100 movimientos tobles con una carga de 450g. En un sector adyacente al vidrio, se utilizó un control lubricante, tal como la glicerina. Se limpia el vidrio para eliminar toda partícula metálica y residuo que se vea a la luz transmitida y a la luz reflejada. Si el ensayo presenta marcas mayores cuando se usó el dentífrico que cuando se usó el lubricante de control, se considera que el dentífrico es innecesariamente abrasivo.

Aunque este ensayo no está perfeccionado para determinar cuantitativamente la abrasividad relativa de los productos comerciales, es útil para determinar la presencia de vestigios de materiales muy abrasivos. De esta manera, es posible detectar cantidades tan pequeñas como de 0.055 por 100 de pmez; o 0.0037 por 100 de sílice.

#### Abrasión y pulido de la estructura dentaria.

La acción abrasiva relativa de varios abrasivos y sustancias pulidoras comunes figuran en el cuadro siguiente.

#### Capacidad abrasiva de diversos compuestos en el esmalte dentario.

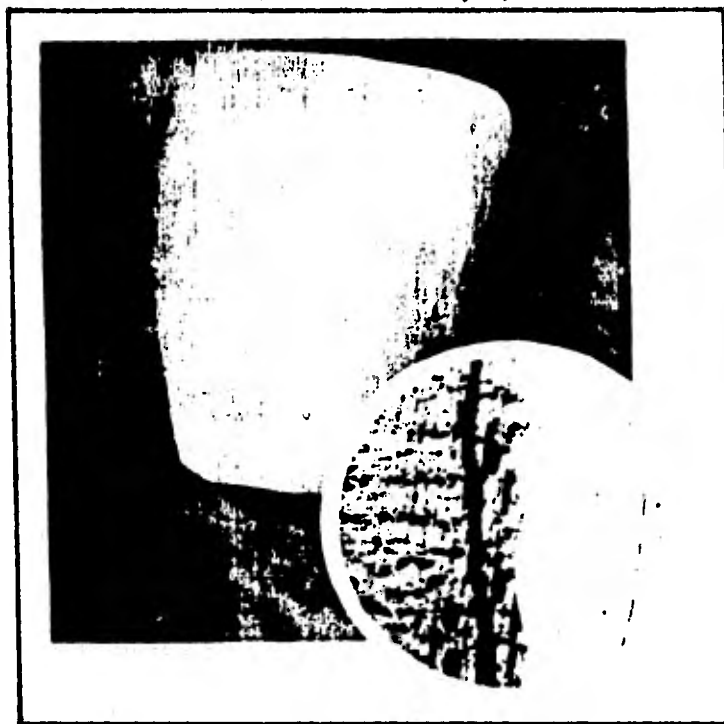
Abrasivo	Pérdida por abrasión (por 100)
Carbonato de calcio ultra fino	0.012
Fosfato de calcio (USP)	0.003
Pulvo de pomez	0.306
Alumina pulverizada	0.306
Fosfato calcio dibásico (hidratado)	0.001
Fosfato calcio dibásico (anhidro)	0.021
Fosfato calcio tribásico	0.001
Fluoruro de calcio	0.005
Metasulfato de calcio (insoluble)	0.001
Carbonato de calcio (pmez)	0.001

Mediante un equipo diseñado a propósito para utilizar suspensiones acuosas para utilizar concentraciones específicas de abrasivos, se midió la abrasividad en términos del espesor de esmalte, quitado del diente durante el cepillado. Es interesante hacer notar que el polvo de piedra pomez, empleado a veces en el tratamiento profiláctico es muy abrasivo y permite una pérdida de esmalte equivalente a la que origina la albúmina levigada. Es obvio que esta contraindica el uso diario de sustancias tan abrasivas y que abrasivos tales como la pmez, son totalmente inadecuados para integrar la fórmula de todos los dentífricos.

Es muy fácil ilustrar el hecho de que no hay necesariamente correlación entre la acción abrasiva y la capacidad pulidora. Tanto el carbonato de calcio como el metasulfato de sodio insoluble produjeron sólo una leve pérdida de peso; sin embargo, hay una buena diferencia de grado en el pulido que estas dos sustancias impartan al esmalte. El carbonato de calcio deja una superficie opaca, mientras que el metasulfato insoluble de sodio pulió el diente.

En la siguiente figura se observará la diferencia de los efectos de estas dos -  
 substancias. El lado izquierdo del diente, que está opaco, fue cepillado con una suspensión  
 de carbonato de calcio, y el lado derecho fue cepillado con metafosfato insoluble, la di-  
 ferencia de las superficies es aún más marcada en el círculo.

La mitad izquierda del diente fue cepillada con una substancia de carbonato de  
 calcio y la mitad derecha con una suspensión de metafosfato de sodio. El pulido que en to-  
 da la extensión de la palabra es superior por el metafosfato de sodio es obvio. En el cir-  
 culo se aprecia la diferencia microscópica de las superficies.



En los dentífricos comerciales, una amplia variedad de estos y de otros abrasivos  
 se usan solos o combinados. Por ello, el efecto de los diversos productos en los dientes  
 difiere en la abrasión y en las características de la superficie que producen. En el  
 siguiente cuadro se halla una lista de dentífricos comerciales y sus abrasivos principales.

*Abrasión y pulido de la estructura dentaria por dentífricos comerciales.*

Mét.	Abrasivo	Abrasión		Pulido Esmalte
		Dentaria	Esmalte	
A	Metafosfato insoluble de sodio	194.0	37.5	1.0
B	Metafosfato soluble de sodio	116.5	3.7	1.2
C	Carbonato de calcio	179.0	17.2	0.9
D	Carbonato de calcio	133.0	11.3	0.1
E	Fluoroborato de calcio	217.0	20.2	1.2
F	Diborato de fosfato dicálcico y fosfato cálcico anhídrido	83.0	7.6	1.2
G	Diborato de fosfato dicálcico y fosfato cálcico anhídrido	180.0	8.5	0.8

Los dientes utilizados para este estudio fueron activados en una pila atómica. El grado de abrasión se basó en la radiactividad ( $^{44}\text{P}$ ) de la espuma del dentífrico. Cuanto mayor es el retuento, tanto mayor es la actividad de estructura dentaria iluminada por el dentífrico. El pulido (la última columna) fue establecido midiendo la luz reflejada de la superficie adyacente. Cuanto mayor es el valor, tanto mayor es el pulido.

Estos productos fueron evaluados desde el punto de vista de sus características abrasivas y pulidoras. La abrasión se determinó midiendo la cantidad de estructura dentaria eliminada durante un determinado período de cepillado. En este estudio se colocaron los dientes en una pila eléctrica con los ultrasonidos, una vez cepillados los dientes, se examinaron las suspensiones de los dentífricos, para determinar la rapidez de la reactividad de la suspensión, tanto mayor es la cantidad de estructura dentaria eliminada y tanto más abrasivo es el dentífrico (cuanto de abrasión y pulido). El grado de pulido impartido al esmalte se determinó midiendo la cantidad de luz reflejada desde la superficie dentaria (cuanto de abrasión y pulido). Cuanto más alta es la lectura tanto mayor es el grado de pulido. Los datos del cuadro anterior revelan que hay una diferencia en la acción de los productos que emplean sustancias abrasivas diferentes y que también la hay entre los productos que contienen la misma sustancia abrasiva. En los dentífricos A y B, por ejemplo, el abrasivo principal es el metafosfato de sodio. Sin embargo, el dentífrico A produjo una pérdida marcadamente mayor de la estructura dentaria y no pulió el esmalte tan bien como en el caso del dentífrico B. También difiere el comportamiento de los dentífricos de carbonato de calcio, el C y el D.

Así, pues, la acción de un determinado abrasivo se modifica considerablemente cuando se le combina con otros abrasivos o se le incorpora a una pasta. Las formas de dentífrico en pasta y en polvo, por ejemplo, que contienen el mismo abrasivo no desgastan o pulen la superficie dentaria en grado semejante. Invariablemente, el polvo ejerce efecto más pronunciado. Factores tales como la dilución del abrasivo y el efecto lubricante del vehículo de la pasta sobre las partículas del abrasivo reducen la acción de la pasta.

Si todos los factores son iguales, el dentífrico que produce una superficie más pulida, posee ciertas ventajas sobre los que dejan una estructura rugosa o desgastada. La superficie de un diente bien pulida refleja la luz, y por lo tanto, es estéticamente superior a la superficie dentaria oscura y desgastada. Dejando de lado el efecto estético, las bacterias se depositan con mayor rapidez sobre una superficie aluminada desgastada áspera que sobre una perfectamente pulida. Además, las bacterias quedan retenidas en cantidades mayores sobre las superficies ásperas, incluso después de un cepillado, que pueda considerarse vigoroso. Se puede suponer que esto vale también para otros residuos, tales como los alimentarios o la placa dentobacteriana.

Así, el dentífrico que produce una superficie lisa es clínicamente ventajoso, tal superficie luce mejor y permanece limpia un tiempo más prolongado.

#### Efecto del cepillado.

El cepillo de dientes, sea de nylon o de cerdas naturales, no produce efecto abrasivo sobre la dentina o sobre el esmalte. La abrasión de la estructura dentaria es independiente de la rigidez o composición de la cerda. Depende casi enteramente de las propiedades del dentífrico que se usa con el cepillo.

El diámetro de la cerda no influye en el efecto que un dentífrico determinado produce en la superficie aluminada. Esto se halla demostrado en la figura siguiente, para cuyo trazo se estudiaron los cepillos de nylon de cerdas de diámetros muy diferentes, junto con un dentífrico que tiende a pulir la superficie aluminada. El cambio en el lustre varía poco con cada cepillo. Además, el efecto de la sustancia pulidora no es impedido ni mejorado por la humedad de la cerda.



## RESUMEN.

Haremos un pequeño resumen como ya es costumbre de los puntos más sobresalientes de este capítulo:

### A. Principios del desgaste y pulido.

1.- **Definición.** Abrasión es el principio de desgaste de la superficie de un material por otro material rayándolo, tallándolo, cincelandolo, friccionándolo o por otros medios mecánicos. El material que provoca el desgaste se denomina *abrasivo*. El material que está siendo abrasionado se denomina *"Sustrato"*. La mayor parte del desgaste y pulido en odontología se realizan por abrasión.

### 2.- Factores que modifican la velocidad de abrasión.

a. **Dureza.** El desgaste más eficiente tiene lugar cuando hay una gran diferencia de dureza entre el abrasivo y el sustrato (por ejemplo, esmalte dentario, amalgama). Los valores de dureza Brinell y Knoop son funciones de la resistencia del material a la indentación, mientras que los valores Mohs indican la resistencia al rayado de un material por otro. (Véase siguiente cuadro).

Dureza de los abrasivos y de los sustratos dentales.

Material	Mohs	Brinell	Knoop
Talco	1		
Yeso	2		
Tiza	3		
Rouge	5-6		
Pomez	6	450	580
Tripoli	6-7		
Granata	6,5-7	550	
Oxido de estaño	6-7		
Arena	7	680	800
Sepia	7	680	800
Acero de un instrumento	—	800	
Silicato de zirconio	7-7,5		
Carburo de tungsteno	9	1.200	2.100
Oxido de aluminio	9	1.700	1.800
Carburo de silicio	9-10	3.000	2.900
Carburo de boro	9-10		2.800
Diamante	10	>3.000	7.000
Acrílico	2-3		25
Oro puro	2,5-3	30	
Aleaciones de oro duras	3-4		
Amalgama	4-5	90	
Dentina	3-4		
Esmalte	5-6	270	
Vidrio	5-6		
Resina combinada	5-7		200
Porcelana	6-7	400	

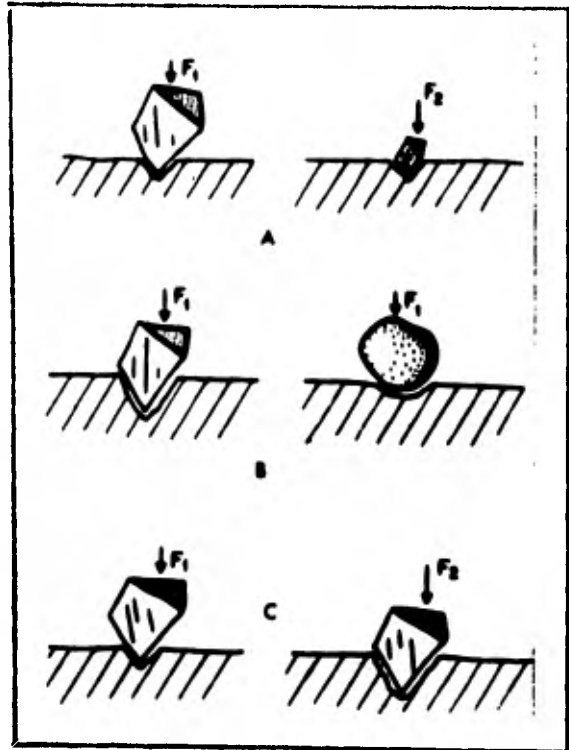
b. **Tamaño de las partículas del abrasivo.** Este puede expresarse en micrómetros. Por convención, las partículas se clasifican como *Finas* (de 0 a 10  $\mu$ m), *Medias* (de 10 a 100  $\mu$ m) y *gruesas* (de 100 a 500  $\mu$ m), de acuerdo con el tamaño estadístico de la muestra. Las partículas abrasivas más grandes abrasionaron con más rapidez las superficies que las pequeñas; sin embargo, tienden a dejar rayaduras más gruesas en la superficie abrasionada que las partículas más finas. Pueden producirse rayaduras de tamaño equivalente con distintos tamaños de partícula variando la presión aplicada. Como lo muestra la siguiente figura en su sección (ii).

**Factores que afectan la abrasión.**

**A,** Partícula grande izquierda que produce rayas similares con una fuerza menor ( $F_1$ ) que una partícula más pequeña, derecha.

**B,** Partícula aguda izquierda que produce abrasiones más pequeñas que una partícula redondeada derecha bajo una fuerza aplicada ( $F_1$ ).

**C,** Rayas más profundas y anchas, Derecha, producidas por el aumento de la fuerza aplicada de ( $F_1$  a  $F_2$ ).



**c.** Forma de la partícula del abrasivo. Las partículas abrasivas de forma irregular abrasionarán una superficie con más regularidad y velocidad que las más redondeadas y que tienen ángulos de corte más romos. Sin embargo, las primeras producirán rayaduras más profundas que las segundas. (como lo muestra la figura anterior en su sección B). La velocidad de abrasión de un abrasivo disminuye durante su uso; esto se debe en parte al redondeamiento de las partículas, y en parte a la contaminación de las partículas del abrasivo con partículas del sustrato.

**d.** Velocidad y presión. Cuanto mayor es la velocidad en que se desplaza el abrasivo a lo largo de la superficie que se está abrasionando, mayor es la velocidad de abrasión. La mayor fricción a las altas velocidades, sin embargo, tiende a crear temperaturas más altas.

Cuanto mayor sea la presión aplicada, más rápido será la abrasión para un elemento determinado. La mayor presión produce rayaduras más profundas y anchas. (véase figura siguiente en su inciso C). Sin embargo la alta presión también creará temperaturas más elevadas y molestias para el paciente.

**e.** Lubricación. Los lubricantes (grasa de silicona, rocío de agua y glicerol) se emplean para la abrasión para dos fines: reducir la generación de calor y eliminar los restos impidiendo que se aglutinen o embolen al instrumento abrasivo. Demasiado lubricante puede reducir la velocidad de abrasión porque puede impedir que parte del abrasivo se ponga en contacto con el sustrato.

**3.-** Secuencia de pulido. Con el objeto de tener una superficie lustrosa y lisa por abrasión, deben emplearse tamaños de abrasivos sucesivamente más pequeños. Las partículas abrasivas más grandes eliminan grandes cantidades de material del sustrato, y las más pequeñas alisan las irregularidades producidas por las primeras.

El pulido final da una superficie con un abrasivo muy fino produce una superficie virtualmente libre de rayaduras creando una delgada capa microcristalina amorfa sobre la superficie del sustrato.

#### 4.- Aspecto y tacto de la superficie pulida.

Una superficie pulida es importante por razones estéticas y funcionales. Si las rayaduras producidas por el abrasivo son de un ancho mayor que la longitud de la onda visible (es decir, aproximadamente 0,5  $\mu$ m); la superficie acabará con un acabado mate. Si las rayaduras son más pequeñas que 0,5 micrómetros, en su ancho, la superficie aparecerá brillante. Además se ha hallado que la lengua puede distinguir pequeñas sutilezas en rugosidad, las rayaduras de más de 20 micrómetros de profundidad se sienten "ásperas", mientras que las que tienen menos de 2 micrómetros se sienten lisas.

### B.- Aplicaciones en odontología.

#### 1.- Pastas para profilaxis dental.

Estas pastas deben elegirse y aplicarse cuidadosamente para remover manchas exógenas y partículas sin dañar a la estructura dentaria subyacente, o a los materiales de restauración adyacentes. En teoría, el abrasivo seleccionado debería ser más duro que el depósito de material superficial que se está eliminando y más blando que el esmalte. La dentina o el cemento, aunque esto no es siempre posible. Si la estructura dentaria se torna excesivamente áspera durante el procedimiento, su superficie debe pulirse con un abrasivo fino, (tal como el silicato de circonio). De no ser así, se le adherirán fácilmente la placa y las sustancias alimentarias.

Los abrasivos más comúnmente utilizados en pastas para profilaxis son piméz, arena (o cuarzo), silicato de circonio, y calcita (tiza). Generalmente se suministran en varios tamaños de partículas (grueso, mediano y fino) que producen distintas velocidades de abrasión y tamaños de rayas.

Los vehículos de algunas pastas para profilaxis contienen un agente terapéutico para reducir la solubilidad del esmalte, como el fluoruro de estroio y el fluoruro de sodio, que contiene sodio.

#### 2.- Dentífricos.

Aquí, los abrasivos se emplean para eliminar restos y manchas residuales de los dientes y para pulir la superficie dentaria. Los abrasivos más comúnmente usados son carbonato de calcio (tiza), Dihidrato de fosfato de calcio dibásico, fosfato de calcio anhidro, Fosfato tricálcico, Pirofosfato de calcio y albúmina dihidratada.

Los valores de abrasividad de los dentífricos se consignan como Índice de Abrasividad (IA), que es una medida de abrasión de la dentina. Como se muestra en el siguiente cuadro. En el siguiente cuadro se dan los datos obtenidos por el consejo de terapéutica dental de la asociación dental americana.

Al seleccionar un dentífrico para un paciente, deben considerarse los siguientes factores: Grado de pigmentación, hábito de cepillado dental (fuerza, dureza del cepillo y método de cepillado), presencia de materiales de restauración relativamente blandos (por ejemplo frentes de acrílico, Silicatos), y la cantidad de cemento y dentina expuestas.

### Abrasividad de dichos dentífricos.

Producto	Fabricante	Nº de lote	Índice de abrasividad
T-Lak	Laboratoires Case	2	20(20-21)†
Thermodent	Chas. Pfizer & Co.	2	24(23-24)
Listerine	Warner-Lambert Pharm Co.	3	26(22-30)
Pepsodent con silicato de zirconio	Lever Brothers Co.	3	26(23-29)
Amn-i-dent	Block Drug Co.	2	33(31-34)
Colgate con MFP	Colgate-Palmolive Co.	3	81(48-86)
Ultra-Brite	Colgate-Palmolive Co.	4	84(53-82)
Macleans, * menta verde	Beeschem Inc.	2	85(88)
Macleans, * regular	Beeschem Inc.	2	78(68-72)
Paeri Drape	Carves Chemicals	4	72(65-83)
Crest, menta	Procter & Gamble Co.	5	81(71-85)
Clear-up	Lever Brothers Co.	5	87(76-101)
Macleans, menta verde	Beeschem Inc.	3	83(88-88)
Macleans, regular	Beeschem Inc.	3	83(74-103)
Crest, regular	Procter & Gamble Co.	5	85(77-116)
Gleam, II	Procter & Gamble Co.	5	100(88-136)
Plus-White	Bishop Industries, Inc.	5	110(91-141)
Phillips	Starling Drug Inc.	2	114(111-116)
Plus White Plus	Bishop Industries, Inc.	4	132(88-181)
Vete	Bristol-Myers Co.	6	134(112-162)
Sensodyne	Block Drug Co., Inc.	3	157(151-168)
Iodent Nº 2	Iodent Co.	2	174(172-176)
Smokers tooth paste	Walgreen Lab., Inc.	2	202(188-206)

\* Nueva fórmula  
 † Promedia y rango  
 ‡ Tomado de J Amer Dent Assoc 81 1177 1970

### 3.- Instrumentos rotatorios.

Estos incluyen las piedras, las ruedas de goma, y los discos. Se dispone de abrasivos aglutinados para el uso dental en varias formas, grados de abrasividad y dureza.

a. Las piedras están compuestas de partículas abrasivas que han sido sinterizadas o unidas entre sí con una resina orgánica para formar una masa cohesiva. Se las puede obtener en grano fino, mediano o grueso. El color de la piedra constituye una indicación del abrasivo en particular que se emplea:

Las piedras verdes contienen carburo de silicio.

Las piedras blancas contienen óxido de aluminio.

También se pueden adquirir piedras de diamante; generalmente tienen una eficiencia de corte mayor que las de carburo de silicio u óxido de aluminio. (véase siguiente figura).

Superficie de una piedra de diamante que muestra las partículas de diamante individuales (abrasivo) unidas entre sí.



b. Las ruedas de goma se emplean para la abrasión fina de los materiales restauradores (para eliminar las gruesas rayaduras de la abrasión gruesa). Se las hace utilizando abrasivos finos (óxido de aluminio, carburo de silicio, y óxido de cromo), en una matriz de goma.

c. Los discos y tiras se hacen recubriendo con abrasivo un respatado plástico rígido. Generalmente se usan con rapidez, debido a la pérdida de los particulos abrasivos; sin embargo, son particularmente útiles en el acabado de las zonas interproximales. Los abrasivos comúnmente usados sobre discos y tiras son: Granate, esmeril, óxido de aluminio y arena (sepiolita).

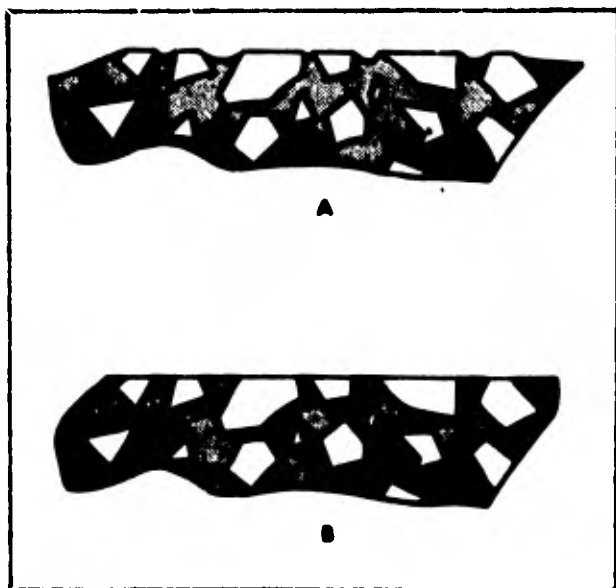
#### 4.- Técnicas para el pulido de los materiales de restauración.

a. **Analgama.** Es deseable una superficie pulida en la amalgama para retardar la oxidación de placa y para ayudar a impedir la corrosión y la pigmentación. El bruñido sólo no crea una superficie tan lisa como lo hace el pulido. Aunque una restauración de amalgama puede bruñirse inmediatamente después del tallado, debe dejarse descansar por lo menos 24 horas antes de pulirla para permitirle fraguar por completo. El pulido puede realizarse entonces con un instrumento rotatorio (taza, cepillo o fieltro), o con un abrasivo fino tal como el polvo de pómez, sílice extrafina u óxido de estaño.

b. **Aleaciones de oro.** Las aleaciones de oro se terminan empleando sucesivamente abrasivos fuertes o sea gruesos, medianos y finos. Las rayaduras gruesas son eliminadas con discos finos de arena o sepiolita. La superficie se acaba en una rueda de goma impregnada con un abrasivo fino, y se pule finalmente con tripoli y rouge con ruedas de paño.

c. **Bases de prótesis y frentes de acrílico.** Los acrílicos son materiales relativamente blandos y pueden acabarse con facilidad con piedra pómez fina seguida por tripoli u óxido de estaño. Debido a su poca dureza, debe tenerse cuidado de no modificar el contorno de la restauración durante esta maniobra.

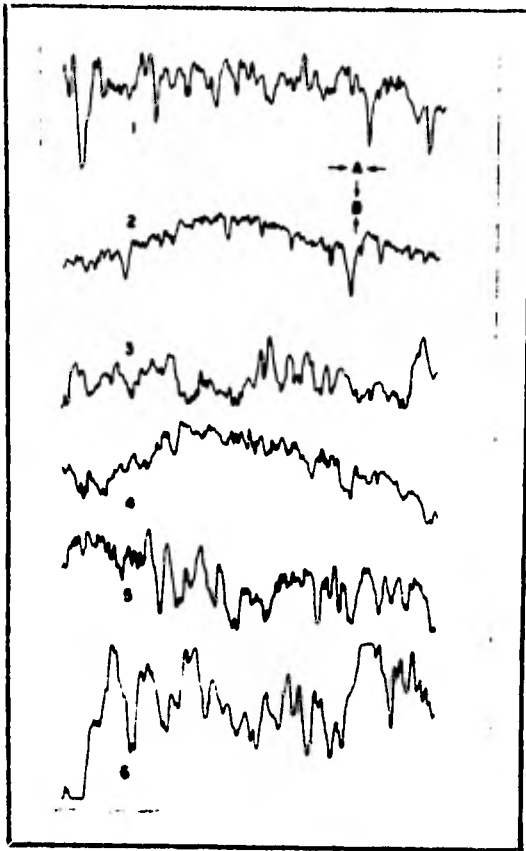
d. **Resinas combinadas.** Las resinas reforzadas presentan un problema característico, por el hecho de que están formadas por una resina polimérica relativamente blanda y un relleno duro. Con el objeto de impedir un pulido de "alivio" como se muestra en la siguiente figura, es necesario usar un abrasivo que sea significativamente más duro que la resina y su relleno, de manera que las tasas de abrasión de los dos materiales resulten tan similares como sea posible.



A, pulido de alivio de la superficie de una resina combinada, debido al desgaste distinto de la resina y de los particulos combinados, de relleno.

B, pulido parejo de la superficie, debido a un desgaste igual de los particulos de relleno y la matriz de resina.

En la siguiente figura se muestran los efectos de varias secuencias de pulidos sobre la aspereza superficial de resinas combinadas, y se resumen también en el siguiente cuadro.



Perfiles de rugosidad de superficies de resinas compuestas acabadas con:

- 1.- Piedra verde a blanco.
- 2.- Discos de SiC.
- 3.- Fresa troncocónica. (12).
- 4.- Fresa troncocónica. (40).
- 5.- Piedra verde a blanco a punta de alúmina.
- 6.- Diamante. A es igual a 5um y B es igual a 2um.



Rugosidad superficial promedio de resinas combinadas producidas por los métodos de terminación.

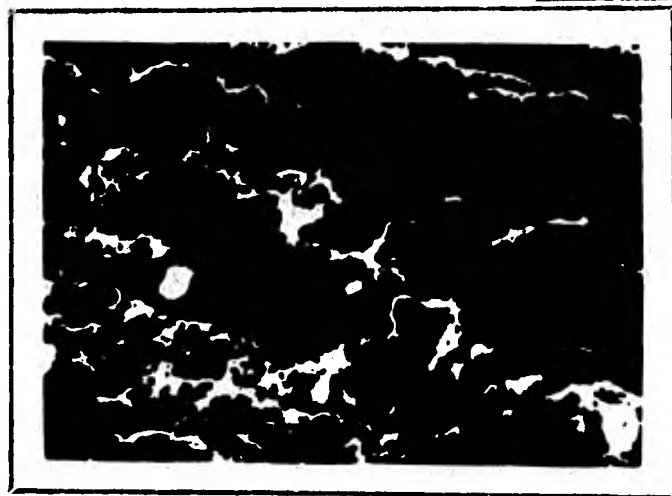


Procedimiento	Promedio $\mu m$
1 Disco de carburo de silicio.	0.84
2 Fresa N° 12 Midwest American.	1.13
3 Piedra verde - piedra blanca.	1.28
4 Piedras verde y blanca - alúmina.	1.27
5 Fresa N° 40 Midwest American.	1.33
6 Piedra de diamante	2.90

Note: Los valores unidos por la misma línea vertical no son significativamente distintos para un nivel de probabilidad de 0.05.  
 \* Tomado de Tolley, O'Brien, y Dennison, J. Biomed. Mater. Res., Enero, 1978.

Las diferencias de irregularidad superficial por ambos métodos de acabado se ven en las siguientes figuras.

Superficie de una resina combinada después de haberla terminada con discos de carburo de silicio. (X800).



Superficie de una resina combinada terminada con instrumentos de diamante. (X800).

### C. Abrasivos comerciales.

- 1.- Piedra verde. S. S. White Co.
- 2.- Piedra blanca. Chayas dental instrument Co.
- 3.- Discos de esmeril. E. C. Moore Co.
- 4.- Asedus para surcos. J. F. Jelenko Co.
- 5.- Pasta para pulir. J. F. Jelenko Co.
- 6.- Rouge. Buffalo Dental Mfg. Co.
- 7.- Discos de apaf. rdn. E. C. Moore Co.
- 8.- Oxido de estaño. Suetan Chemists, Inc.
- 9.- Discos nixox. E. C. Moore Co.
- 10.- Discos de carbono de Silicio. E. C. Moore Co.
- 12.- Piedra verde universal Rodenco.

## RESUMEN.

Haremos un pequeño resumen de los aspectos más importantes de este capítulo para que se pueda comprender mejor lo antes escrito.

**Abrasión.-** Es el proceso mecánico de desgaste de una superficie de un material por otro material.

**Abrasivo.-** Es el material que provoca el desgaste o abrasión de otro material.

**Amorfo.-** Que no tiene estructura cristalina, sin estructura cristalina. Tiene una distribución al azar de los átomos en el espacio.

**Disco.-** Es un instrumento rotatorio para el desgaste y pulido compuesto por partículas abrasivas cementadas a un respaldo de plástico flexible.

**Dureza.-** Se mide comúnmente en valores Brinell, Knoop o Mohs.

**Embolamiento.-** Tapamiento de una rueda abrasiva con restos, que produce una reducción de su acción abrasiva.

**Grano.-** Graduación numérica del tamaño de las partículas. Los números más grandes (por ejemplo 600) denotan partículas finas y los más pequeños (por ejemplo 120) denotan partículas más gruesas.

**M.A.1 Índice de abrasividad: Método de evaluar la abrasividad de los dentífricos.**

**Malla.-** Graduación numérica del tamaño de las partículas. Los números más grandes por ejemplo 325 denotan partículas finas y los más pequeños por ejemplo 100 denotan partículas más gruesas.

**Microcristalino.-** Compuestos de cristales muy pequeños (de meros de un micrón).

**Micrón.-** 0,001 mm.

**Piedras.-** Instrumentos abrasivos compuestos por partículas duras unidas a una matriz de resina o sinterizadas entre sí de manera que formen una masa dura.

**Rueda de goma.-** Instrumento para abrasióner o pulir compuesto por partículas abrasivas en una matriz de goma flexible.

**Sustrato.-** El material que se está abrasionando.

**Tiras.-** Son instrumentos para desgastar y pulir zonas proximales. Compuesto por partículas abrasivas cementadas a un respaldo de plástico flexible.

Podemos decir, que un abrasivo es un material que provoca el desgaste de otro material a través de medios mecánicos..

Los factores que afectan la velocidad de abrasión son: La dureza, el tamaño de las partículas, la velocidad, la presión y la lubricación.

El orden de dureza que corresponde a los siguientes abrasivos de mayor a menor son así: Tiza, Rouge, pómez, sepiu, arena, óxido de aluminio, carburo de silicio y diamante.

El Rouge se emplea para pulir abrasiones de oro. ¿qué efecto cree usted que tendría sobre la porcelana dental? Poco efecto: Es demasiado blando para ser un buen agente de pulido para porcelana dental.

¿Por qué es importante obtener superficies pulidas en los dientes? Por razones estéticas y funcionales (Retardan la acumulación de placa).



Después de la abrasión y el pulido, ¿cuál sería el efecto si quedaran partículas gruesas de un paso anterior durante el pulido final? ¿Cómo podría evitarse esto? Las partículas gruesas dejarían rayaduras sobre la superficie pulida. Para evitar esto no se deben contaminar los instrumentos usados y se debe pedir al paciente que se enjuague entre la etapa de la abrasión y la del pulido.

¿Cómo es de sensible la lengua a las rayaduras? Puede distinguir entre rayas de 2 a 30 micrones de profundidad.

¿Cuáles son algunos abrasivos comunes que se encuentran en las pastas para profilaxis? ¿y en los dentífricos? ¿y en las piedras, ruedas y discos? ¿y en las gomas?

Dentro de las pastas para profilaxis se encuentran abrasivos como la Pímez, Arena, Silicato de Zirconio y tiza. En los dentífricos se emplean: Tiza, hidrato de fosfato de calcio tétrico, fosfato de calcio tétrico, anhídrido, fosfato tricálcico y alúmina hidratada. En las piedras, gomas, y discos se utilizan: Óxido de aluminio, carburo de silicio y uvrul.

¿Qué criterios emplearía usted en la selección de un dentífrico para un paciente? El grado de pigmentación, los hábitos de cepillado, los materiales restaurados que se encuentran en esa boca, la cantidad de cemento y dentina expuestos.

¿Cuánto habría usted pulir una restauración de amalgama? ¿Qué materiales emplearía? Por lo menos 24 horas de su inserción. Debe usarse polvo de piedra pomez, Sílice extrafina u óxido de estaño en una tapa, cepillo o fieltro rotatorio.

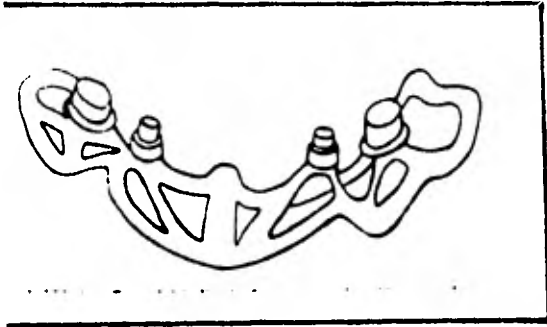
¿Por qué son tan difíciles de pulir las resinas? ¿Por qué son tan difíciles de pulir las resinas combinadas? ¿Cuánto sería deseable una superficie áspera sobre una restauración de resina combinada. Las resinas combinadas son difíciles de pulir porque están compuestas de dos fases de durezas completamente distintas. Y se desearía una superficie áspera si hubiera que agregar más material o glassa a una resina combinada previamente endurecida.

26.- MATERIALES SINTÉTICOS PARA IMPLANTES.

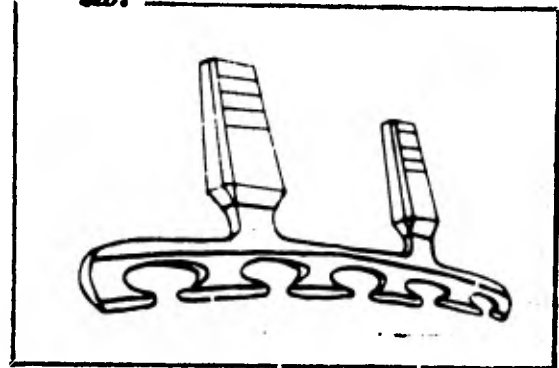
A.- Aplicaciones en odontología.

1.- Usos actuales. Véase siguiente figura

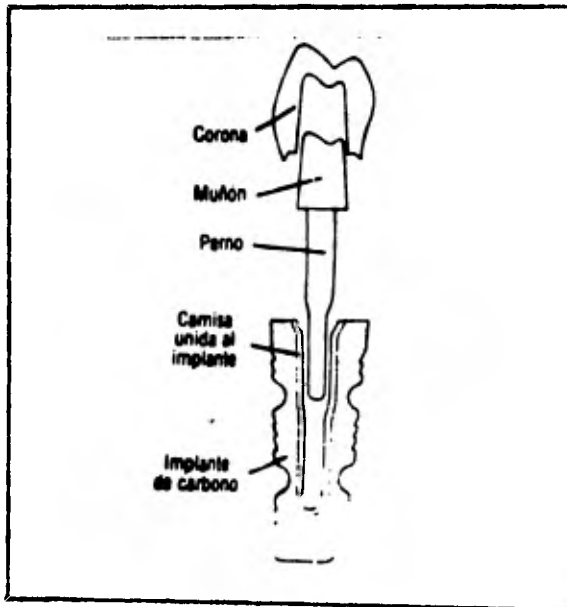
Esqueleto de un implante subperióstico inferior colado en aleación de Cobalto-Cromo, para soportar una prótesis completa removible.



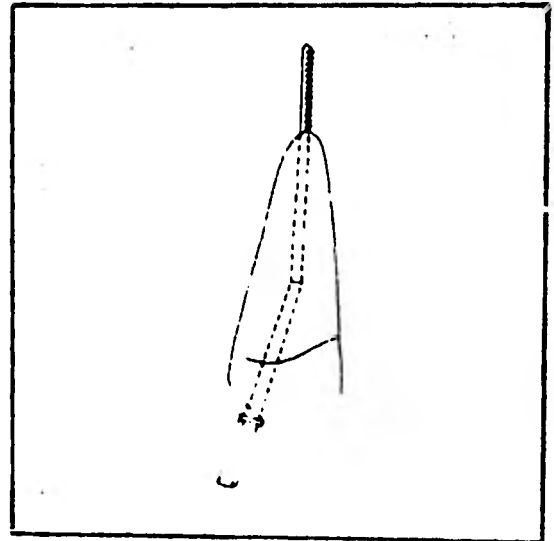
Implante en hojas de titanio que soporta prótesis fijas y removibles, parciales o completas. Es un tipo de implante endoósseo.



El implante de carbono vítreo reemplaza dientes aislados o soporta prótesis fijas removibles, parciales o completas. Es un tipo de implante endoósseo.



El perno endoósseo estabiliza los dientes móviles.



- a. Pilares para prótesis parciales fijas.
- b. Pilares para prótesis completas renovables.
- c. Estabilizadores para dientes con movilidad extrema.
- d. Reemplazo de dientes ausentes.
- e. Pilares para prótesis parciales, que sean de tipo renovable.

2. Usos en experimentación.

- a. Mantenimiento del reborde alveolar después de la extracción de los dientes.
- b. Reconstrucción del reborde alveolar o de defectos periodontales después de la reabsorción del hueso alveolar.
- c. Pilares para prótesis maxilofaciales después de la cirugía, traumatismos o defectos congénitos.

**B. Composición.**

1.- Materiales en uso actual.

a. Aleaciones de Cromo-Cobalto. El papel de los elementos constituyentes se trata en capítulos anteriores, sobre aleaciones de metales no nobles. En el siguiente cuadro tenemos:

Composición de aleaciones quirúrgicas de Cobalto/Cromo.

Elemento	Aleación quirúrgica colada	Aleación labrada
Cr	27-30 % en peso	19-21 % en peso
Mn	5-7	—
W	—	14-18
C	0,35 máx.	0,05-0,15 máx.
Ni	1 máx.	2 máx.
Si	1 máx.	1 máx.
Fe	0,75 máx.	3 máx.
Ni	2,5 máx.	9-11
Co	El resto	El resto

b. Titanio. Se usa en estado químicamente puro.

c. Carbón Vítreo. Es carbono de una pureza de un 99,8% que tiene una estructura atómica semejante a la del vidrio.

2. Materiales para uso futuro. Esta lista incluye los materiales para implante potenciales que se están estudiando actualmente.

- a.- Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> y cerámicos similares.
- b.- Compuestos de metacrilato de metilo.
- c.- Aleación porosa de cobalto-Cromo.
- d.- Polimetacrilato de metilo poroso.
- e.- Titanio poroso.
- f.- Vapor de carbono pirrolítico depositado sobre un sustrato metálico o carbónico.

### C. Propiedades.

1.- *Propiedades mecánicas.* Las propiedades mecánicas de los materiales de uso actual parecen adecuadas para las aplicaciones correspondientes. (véase siguiente cuadro).

*Propiedades mecánicas para implantes de titanio.*

Materiales	Resistencia traccional $\times 10^4$ MN/m <sup>2</sup>	Modulos elásticos 10 GN/m <sup>2</sup>	Alargamiento (%)	Dureza GN/m <sup>2</sup>
Aleación de cobalto cromo colada	85.5	21.4	8 (min)	3.43
Aleación de cobalto cromo labrada	103.4 172.4	22.5	10-15	
Titanio quimicamente puro	23.4	12	18	2.64
Carbono vítreo	17-24	2.1-2.8	1-5	7.03

\* Coward, F. C. y Lewis, J. C. J. Materials Sci. 2 507 1967  
Weisman, S. Oral Implantology, 1: 69, 1970  
von Fraunhofer, J. A., L'Éstrange, P. R. y Meck, A. O. Biomed Eng. 6 114, 1971

2.- *Otras características.* Cada material tiene sus ventajas y sus desventajas.

a. *Aleaciones de cromo-cobalto.* Las aleaciones de cromo-cobalto tienen una resistencia a la corrosión adecuada. Se les fabrica con facilidad, y su biocompatibilidad es suficientemente buena como para hacerlos aceptables como para ser usados en humanos a largo plazo. Sin embargo, los biomateriales más recientes tienen mejor tolerancia tisular que las aleaciones de cromo-cobalto. La alta dureza de estas aleaciones dificulta al dentista la realización de modificaciones.

b. *Titanio.* El titanio tiene una excelente resistencia a la corrosión y muy buena biocompatibilidad. Se le puede encajar en rebordes alveolares muy angostos, y los tamaños y formas de los implantes son fácilmente modificados por el odontólogo en el momento de colocarlos. Los implantes de titanio se usan sólo en los sitios de extracción ya cicatrizados.

c. *Carbono-Vítreo.* El carbono vítreo tiene una excelente resistencia a la corrosión y biocompatibilidad. La forma del implante puede modificarse fácilmente para adaptarse al sitio en particular. Su uso tiene una baja incidencia de infección y puede emplearse en sitios de extracciones recientes. Puede reemplazar dientes aislados. Sus desventajas son su baja resistencia traccional y su fragilidad, y baja resistencia flexional. Es negro y radiolúcido. Los implantes deben estabilizarse durante la cicatrización de los tejidos.

### 3.- Usos.

a. La aleación de cromo-cobalto colada se emplea en esqueletos implantados subperióticamente, y para implantes colados en forma de hoja, ancla, perno y tornillo. El cromo-cobalto labrado se emplea en implantes endodónticos. (como se muestra en la primera figura de este capítulo).

b. Los implantes de hojas de titanio se emplean para soporte prótesis fijas y prótesis completas removibles (véase la segunda figura de este capítulo).

c. Los implantes de carbono-vitreo con forma de diente se emplean para reemplazar dientes aislados y como pilares de prótesis parciales fijas o prótesis completas removibles. (véase la figura número 3 de este capítulo).

#### D. Efectos biológicos.

##### 1.- Retención del implante y adherencia de los tejidos blandos.

a. El implante subperióstico descansa sobre la superficie del hueso y es retenido por un encapsulamiento de tejido fibroso.

b. Los implantes en hoja y los de carbono-vitreo requieren la formación de hueso y de tejido fibroso dentro de los orificios y/o surcos de los implantes para su retención y estabilización.

c. Los tejidos gingivales forman un manguito alrededor de estos implantes pero no parecen formar una adherencia sobre ellos.

##### 2.- Comportamiento clínico.

###### a. Implante subperióstico.

i. Se los emplea en muchos pacientes desdentados que han sufrido una grave reabsorción del reborde alveolar para estabilizar prótesis completas o parciales.

ii. Algunos de estos implantes han funcionado durante 25 años.

iii. En general se está de acuerdo en que una tasa de éxito de 5 años corresponde al 90%.

iiii. Los problemas encontrados son infección, movilidad, exposición del esqueleto y reabsorción ósea persistente.

###### b. Perno endodéntico estabilizador.

i. Se emplea para estabilizar dientes móviles.

ii. No estimula la reabsorción ósea.

iii. La tasa estimada de éxito a 8 años es de 75%.

iiii. Los problemas son: mala ubicación del perno (penetración en la cara lateral del diente) (penetración en el conducto dentario inferior o en el seno maxilar). También existe la posibilidad de exposición del implante en el ápice radicular y su ulterior infección (véase la cuarta figura de este capítulo).

###### c. Implantes endóseos.

i. Se los emplea para todo tipo de prótesis.

ii. Están apareciendo datos estadísticos a largo plazo, y todavía se les considera como una técnica nueva.

iii. Los problemas incluyen movilidad, infección, reabsorción ósea y sensibilidad.

d. Aceptación actual. Todos los implantes denturios endóseos pueden considerarse técnicas nuevas que requieren mayor investigación.

## RESUMEN.

Haremos un pequeño resumen de los puntos más importantes a mi parecer de este capítulo.

**Biocompatibilidad:** Es el grado de tolerancia tisular a un biomaterial sintético.  
**Carbono vítreo:** Forma de carbono puro que tiene una estructura y propiedades semejantes a las del vidrio.

**Hueso alveolar:** Es el hueso esponjoso o trabecular, que soporta a los dientes.

**Implante:** Elemento que se fija directamente al hueso maxilar.

**Implante dentario.** Elemento implantado dentro de los tejidos orales para soportar una corona, o una prótesis parcial fija o removible o completa. Reemplaza dientes ausentes o provee un pilar para la fijación de la prótesis.

**Implante endodóntico:** Implante ubicado a través del conducto radicular de un diente móvil hasta el interior del hueso alveolar para estabilizar el diente.

**Implante endóseo.** Implante colocado en el interior del hueso maxilar.

**Implante subperióstico:** Esqueleto metálico colocado debajo del tejido perióstico anclado por o sobre el hueso alveolar.

Definiremos también que es un implante dentario y describiremos las diferencias entre el implante subperióstico, el implante endodóntico y el implante endóseo. Un implante dentario es un elemento fijado directamente al hueso maxilar, que soporta una prótesis dental. Un implante subperióstico descansa sobre la superficie maxilar, por debajo del periostio. Un implante endodóntico se coloca en el interior dentario, proyectándose hacia el hueso alveolar adyacente; mientras que un implante endóseo se coloca directamente en el interior del hueso alveolar.

¿Cuáles son las funciones de los implantes dentarios? El implante subperióstico se emplea para soportar una prótesis inferior completa o una prótesis parcial fija unida a dientes naturales. Este implante se usa cuando no hay hueso alveolar remanente al que pueda colocarse un implante endóseo. El implante endodóntico se emplea para estabilizar dientes excesivamente móviles. El implante endóseo, soporta prótesis parciales fijas o removibles o completas. Se emplea cuando hay suficiente hueso alveolar remanente que permite colocar un implante con suficiente profundidad en el interior del hueso como para lograr una estabilidad.

Enumeraremos los materiales que se están usando actualmente en implantes dentarios en la práctica clínica. Los materiales que se están usando actualmente desde el punto de vista para implantes dentarios son aleaciones quirúrgicas de cobalto-cromo o colada, aleación de cromo-cobalto lubrificada, titanio quirúrgicamente puro y carbono vítreo.

¿Cómo se retienen y estabilizan los distintos diseños de implantes dentarios? El implante subperióstico es retenido por los tejidos fibrosos que lo rodean. El implante se extiende alrededor del hueso cortical a ambos lados del maxilar inferior y debe adaptarse íntimamente al hueso para lograr estabilidad. El perno endodóntico estabiliza al diente promoviendo una mejor relación Corono-radicular. Los rescatos también proveen retención. Los implantes endóseos proveen retención y estabilización a través del tejido óseo fibroso al interior de los orificios o surcos del implante.

¿Cuáles son algunos de los problemas encontrados para los implantes del tipo endóseo? Los problemas encontrados por los implantes endóseos incluyen excesiva movilidad, infección, reabsorción ósea y sensibilidad.

## 11. SELECCION DE LOS MATERIALES DENTALES.

### 27.- APLICACION DE LOS MATERIALES DENTALES.

Este capítulo está indicado en especial al clínico para describirle brevemente algunas aplicaciones clínicas de los distintos materiales enumerados en este pequeño trabajo. Para algunos materiales se presentan ciertos productos como ejemplos típicos. Como se muestra en el siguiente cuadro. Aparece una representación sinóptica de las indicaciones y contraindicaciones de estos materiales.

#### ALGINATOS.

Existe una enorme cantidad de hidrocoloides de alginato en el mercado (por ej. Coe alginate, Jeltrate, Supergel). Este material es preferido para moldes de estudio y ortogonistas y también se lo emplea para impresiones preliminares en la construcción de prótesis totales y parciales y también se le emplea en ortodoncia. Es el más fácil de utilizar de todos los materiales para impresión, y cuando se le emplea correctamente puede ser sorprendentemente exacto. Hay que recordar que el retiro de la impresión de alginato de la boca debe hacerse con un movimiento rápido, sin torcer, tirar o balancear la impresión, lo que puede provocar una distorsión permanente. Hay que enjuagar suavemente y hacer el vaciado inmediato.

#### MERCAPTANOS.

Los mercaptanos han sido denominados "Gomas" o "Poliulfuros" o "Poliulfuros de caucho" (por ej., Omriflex, Permastic, Abberjel). Dado que este material resiste a los desgarramientos, "moja" bien la superficie y endurece con relativa lentitud, es muy útil para las impresiones múltiples donde es valioso un tiempo adicional para trabajar con la jeringa, la resistencia es adecuada para resistir el desgarramiento cuando el material es retirado de la mirada de los alfileres. Estas ventajas compensan con creces sus desventajas tales como una manipulación engorrosa, un olor desagradable y algunas variaciones en el tiempo de fraguado en distintos productos. Los mercaptanos siguen siendo materiales muy útiles y útiles para el clínico.

#### POLIESTERES.

El poliéster es un "Primo hermano" del polisulfuro de caucho. Los dos que están en el mercado en este momento son el Impregum y el Polygel. El material es muy exacto pero es muy rígido lo que dificulta su uso en caso de preparaciones múltiples. Podría ser ventajoso que el clínico utilizara el poliéster con el mercaptano para aprovechar las mejores propiedades de ambos materiales. Por ejemplo, en un caso de preparaciones coronarias múltiples (completas) usar el polisulfuro en la jeringa para lograr manejabilidad, resistencia y más prolongado tiempo de trabajo, y luego emplear el poliéster en la cubeta para lograr un fraguado más rápido que de soporte y resistencia al cambio dimensional, (por ej., Omriflex en la jeringa e Impregum en la cubeta).

#### SILICONAS.

Las Siliconas (por ejemplo, Citricon, Elasticon, Optosil) han copado una gran parte del mercado de materiales para impresión debido a su limpieza, rápido fraguado y facilidad de mezcla. Existe ahora nuevo cierto interés debido a su adaptabilidad al sistema masilla-lechada, que tiende a aumentar la exactitud de la silicona. No obstante la técnica masilla-lechada es una técnica difícil de manejar en los casos de preparaciones múltiples, la silicona no es tan aceptable como los mercaptanos y tiende a fraguarse antes de que haya terminado

### Uso de los materiales dentales de que se dispone en la actualidad

Material	Indicaciones	Contraindicaciones
Alginatos	Medios de estudio, antagonistas, impresiones preliminares para la construcción de prótesis completas y parciales y ortodoncia.	Impresiones para incrustaciones coronas y puentes.
Mercaptanos	Preparaciones múltiples, técnicas con jeringas, para coronas completas e incrustaciones. Puede adaptarse a las técnicas para impresiones para prótesis completas y parciales.	Cierta variación en el tiempo de fraguado con los distintos materiales. Puede chorrar y ser engorrosos.
Pólder	Muy fáciles para trabajo con oro. Fragua rápidamente.	Rígido, difícil de retirar de retenciones muy marcadas.
Siliconas	Limpias y fáciles de trabajar. Se dispone del sistema mojado-techado. Ideal para incrustaciones unitarias. Fragua rápidamente.	Su fácil uso tiende a llevar a errores de técnica. Es necesario observar las distorsiones por presión y evitar el balanceo de la cubeta durante su retiro.
Hidrocoloides	Constantes y precisos. El material puede prepararse fácilmente y mantenerse así hasta que se lo necesita.	Se necesita equipo especial y cubetas refrigeradas. Tiene baja resistencia y estabilidad. Puede interactuar con algunos yesos para troqueles.
Compuesta para impresiones	Su uso está limitado a impresiones preliminares de diagnósticos y como adyuvante estabilizador.	No es útil cuando hay retenciones. Hay que tener cuidado de utilizar el material adecuado para la técnica. No se lo debe emplear si no se puede hacer el vaciado inmediato.
Selladores para puntos y fisuras	Útiles en bocas relativamente libres de caries que muestran tendencia a las de clase I.	No son útiles si no se los coloca con extremo cuidado. Es necesario decirlos detalladamente a los pacientes que se espera en el seguimiento del tratamiento.
Resinas acrílicas para obturación	Su capacidad de tomar un alto pulido las hace útiles para las clases V. Están indicadas para las pequeñas clases III. Tienen una buena igualación de color y acabado.	Son demasiado blandas para las zonas de abrasión y tensión. El coeficiente de variación térmica es demasiado elevado para ser utilizadas en lesiones grandes. Deben colocarse con la técnica del pencil. Se pigmentan en los márgenes.
Resinas con refuerzo	Útiles en las clases III, IV y V y para la restauración de los defectos anatómicos con técnicas de grabado ácido.	Muy difíciles de pulir, no toman un alto brillo, pero pueden glassarse con el sellador. Deben utilizarse sobre cemento grabado.
Silicatos	Son adecuadas para las clases III. Tienen buena igualación de color. Son útiles en bocas con alto índice de caries.	Deben mezclarse con una técnica adecuada. No deben terminarse en manos de 48 horas. No pueden ser utilizadas en zonas de contacto. No deben ser utilizadas en respiradores bucales.
Cementos de fosfato de cinc	Son resistentes, buenos para cementar pero no tan universalmente como se esperaba antes. Son excelentes para el cementado de metal con metal o en dientes no vitales.	No se recomienda su uso en dentina joven o recién tallada. No son buenos materiales para base comparados con otros.
Cementos de óxido de cinc y eugenol	Reforzados y acetados, son excelentes bases por sus efectos sedativos. Pueden utilizarse en restauraciones de poca duración. Son excelentes para el recubrimiento pulpar indirecto.	No demasiado buenos para el cementado debido al espesor de película y a la solubilidad.
Cementos de policarbazilato	Son excelentes para el cementado tanto de acero inoxidable como restauraciones unitarias de oro y dentina tallada. Se los puede emplear como bases.	Su manipulación es crítica para una mezcla adecuada; el oro debe limpiarse cuidadosamente antes del cementado.
Productos de hidróxido de calcio	Son los mejores como recubrimientos. Constituyen una buena barrera química. Son excelentes debajo de resinas con refuerzos, silicatos y como agentes de recubrimiento pulpar directo.	No trabajan bien cuando se los coloca en una capa gruesa. No son una verdadera base.
Porcelana aluminosa	Ideal para coronas fundidas de porcelana y coronas de porcelana sobre metal debido a su alta resistencia.	No hay contraindicaciones cuando se manipulan correctamente.
Aleaciones para porcelana	Las aleaciones de oro desarrolladas para porcelana son las más indicadas para ser utilizadas en recubrimientos totales anteriores y posteriores.	Las aleaciones de metales no nobles y las de bajo contenido de oro son difíciles de utilizar y presentan algunos problemas.



Material	Indicaciones	Contraindicaciones
Aleaciones de oro	Todas las aleaciones de oro certificadas por la ADA están indicadas para incrustaciones, coronas y puentes.	Debido a la falta de investigación clínica, hay que evitar en la actualidad las aleaciones de baja fineza.
Aleaciones para amalgama	Son excelentes para restauraciones posteriores de casi cualquier tipo cuando se hacen correctamente. También lo son para reconstrucciones y restauraciones retenidas con pines.	Están contraindicadas cuando existen requerimientos estéticos.
Orificaciones	Excelentes para las restauraciones más pequeñas de clases I, II, III y V.	La estética puede ser un factor contraindicante, pero a menudo puede superarse con una preparación cavitaria discreta. Debe realizarse con minuciosidad.
Dientes artificiales de porcelana	Excelentes para la mayoría de los casos de prótesis completa.	No deben usarse contra dientes naturales o restauraciones de oro. No pueden emplearse en casos de dimensión vertical reducida.
Dientes artificiales de acrílico	Excelentes para dimensiones verticales reducidas, rebordes malos y dientes antagonistas naturales.	No deben utilizarse cuando es posible hacer una prótesis completa estándar.
Resinas para base de prótesis	Se las utiliza para la construcción de prótesis parciales o totales.	No tienen contraindicaciones cuando se las emplea en forma adecuada.

—minuto de llevar el material con la jeringa a todas las preparaciones. Las siliconas son ideales para las impresiones unitarias de clase II, para incrustaciones porque el clínico necesita una alta recuperación elástica en este caso y la silicona la provee. Estos materiales parecen ahorrar tiempo junto al sillón pero a expensas de una gran contracción que los re-captan.

### HI DROCOLUIDES DE AGAR.

A pesar de la tendencia de muchos clínicos a alejarse del uso del Hidrocoluide aún se encuentran buenos productos en el mercado (por ejemplo, Deelastic, Surgident). Cuando se emplean con cuidado, minuciosos y conocimientos sólidos este material puede producir excelentes impresiones. Su falta de popularidad se debe en gran parte al equipo necesario para el uso de esta técnica y a cierta molestia por parte del paciente inherente al ciclo térmico.

### COMPUESTOS PARA IMPRESIONES.

El compuesto Dental no se emplea mucho clínicamente para impresiones. Exceptuando los preliminares de los rotores desdentados y ocasionalmente para impresiones con tubos de cobre para recubrimientos totales. Los compuestos tienen algunos usos adicionales para el clínico tales como estabilizar Clamps para goma tique y como tomas y extensiones de cubetas de stock. Se dispone de dos tipos, Compuesto para impresiones de tipo I y el compuesto para impresiones tipo II, que se utiliza para cubetas. El escurrimiento del tipo II es más bajo a temperatura bucal ya que se desea un material rígido para la cubeta. Debido a la baja temperatura de trabajo, la alta expansión térmica y la tendencia a la liberación de tensiones estas impresiones deben vaciarse sin demora.

### SELLADORES PARA PUNTOS Y FISURAS.

Serias investigaciones clínicas han demostrado que los selladores para puntos y fisuras se desempeñan bien como agentes preventivos adyuvantes. Debe emplearse un cuidado minucioso en su inserción para lograr éxito. El paciente debe comprender que será necesario re-aperturarlo y no debe ser o no debe considerarlo como un "Curaletolo". El Nova-Seal (Caulk) es el producto más investigado, pero los nuevos productos autopolimerizables o autopolimerizantes que están apareciendo en el mercado (Kerr, Nelson, etc.) deberían demost-

-trar ser igualmente efectivos. El clínico debe desarrollar una técnica detallada para asegurar un resultado adecuado, y debería tomar conocimiento de la voluminosa literatura concerniente a ella. El BIS-GMA polimerizado con luz ultravioleta ha dado reducciones de caries de hasta un 79% y las resinas BIS-GMA parecen ser mucho más efectivos que otras. Otras facetas interesantes del tema se demuestran en un estudio reciente: la pérdida del sellador no está necesariamente asociada con caries; la retención generalmente es mayor y mejor en molares que en los dientes inferiores que en los superiores.

Varias técnicas dentales emplean ahora luz ultravioleta en cavidades limitadas y en longitudes de onda específicas. Debe notarse aquí que hay un riesgo potencial por el uso indiscriminado de la radiación ultravioleta. Como muchas cosas en odontología el beneficio debe ser contrabalanceado por el odontólogo contra el riesgo potencial. El clínico debe leer las pautas del uso de la radiación ultravioleta en odontología.

### RESINAS ACRÍLICAS PARA OBTURACIONES.

Desde el advenimiento de las resinas reforzadas, las resinas para obturaciones (por ejemplo, Bonfil, Sevitrón) han comenzado a ser llamadas resinas sin relleno. Han sido básicamente reemplazadas por las resinas reforzadas, pero aún tienen algunos usos indicados; funcionan bien en la técnica de grabado ácido. Sus principales desventajas son la coloración marginal y la percolación y su falta de resistencia a la abrasión.

### RESINAS REFORZADAS PARA OBTURACIONES.

Estos materiales (Adaptic, concisa) están indicados para las cavidades de clase III y IV y funcionan bien junto con las técnicas de grabado ácido en la restauración de incisivos fracturados y para modificar la morfología de los dientes anteriores (laterales curvados, diastemas). Son superiores a la amalgama en estética y tienen una menor conductividad térmica. En la actualidad, la amalgama es decididamente preferible para las restauraciones de clase I y clase II, debido a que clínicamente es más resistente a la abrasión, lo cual se hace notable al cabo de un año.

Las resinas con refuerzo están reemplazando tanto a los acrílicos sin relleno como a los silicatos en odontología clínica. Son superiores al acrílico sin relleno en: resistencia a la abrasión, coeficiente de expansión térmica y facilidad de colocación. Está desplazando al Silicato por sus propiedades de mezcla consistente y su insolubilidad.

Las resinas con relleno para obturaciones se presentan en sistemas de polvo-líquido, pasta-líquido y pasta-pasta. Estos últimos son preferidos por los profesionales por su facilidad de manipulación, y sus resultados consistentes. Además el material autopolimerizable, existe también el material que polimeriza con luz ultravioleta. Sistema Nuva pero no se recomienda para la clase III.

### SILICATOS.

Los silicatos son restauraciones superiores en cuanto a la estética y a la baja conductividad térmica y expansión se refiere. Tienen un buen efecto anticariozénico a pesar de estas cualidades estar cayendo en desuso por las siguientes razones:

- 1.- Los silicatos deben ser manipulados cuidadosamente.
- 2.- Deben ser mezclados correctamente por, que si no estos fracusan rápidamente y son muy insolubles en el medio oral.
- 3.- Son altamente sensibles a la desecación.
- 4.- No deben ser terminados en la misma visita, o en el momento en que se colocan sino deben esperar cuando menos un tiempo de 24 horas.

### CEMENTOS DE FOSFATO DE ZINC.

La literatura está llena de trabajos sobre los peligros para la pulpa provocados por el ácido fosfórico en este sistema de cemento. Existen aún muchos casos en los que este cemento está indicado; por ejemplo, en dientes no vitales, pernos, muñones, coronas-

-etc.), porcelana sobre metal y metal sobre metal. También puede mencionarse en el con-  
sultorio que el clínico puede reducir el peligro para los dientes vitales con el uso de  
barnices y técnicas de mezcla adecuadas, que reduzcan el ataque ácido. Cuanto más polvo se  
incorpore en la mezcla menor es el daño que provoca el ácido.

### CEMENTOS Y BASES DE ÓXIDOS DE ZINC Y EUGENOL.

Ahora que la tecnología ha producido cementos de óxido de zinc reforzados -  
se han expandido sus usos. Las bases de óxido de zinc y eugenol reforzadas, (por ejemplo,  
I.R.M. y alúmina E.B.M.) han permitido al clínico colocar bases sedativas profundas y -  
o también recubrimientos pulpares indirectos con un material que es suficientemente fuerte  
para soportar las fuerzas de la condensación durante la inserción de una amalgama.  
Estos materiales pueden utilizarse como restauraciones temporarias de largo uso. Otro uso  
importante sobre el material de base de óxido de zinc-eugenol es como base intermedia so-  
bre recubrimientos pulpares directos.

Debido al efecto paliativo y la capacidad selladora del óxido de zinc-eugenol -  
se han hecho muchas investigaciones para producir un cemento reforzado que pueda utilizarse  
como cemento permanente. Combinando ácido ortotortribenzóico con eugenol en el líquido -  
y substituyendo el óxido de aluminio por cuarzo fundido (cemento para coronas y puentes -  
Opotec alúmina E.B.A.), se obtienen propiedades físicas y mecánicas que están en los mis-  
mos rangos que las de cementos de fosfato de zinc. Las principales ventajas son la acción  
paliativa sobre la pulpa, el buen escurrecimiento y el espesor de la película y la resisten-  
cia adecuada. Las desventajas son la poca resistencia a la abrasión y la desintegración, la  
continua solubilización del eugenol y un desempeño clínico cuestionable a largo plazo.

### CEMENTOS DE POLICARBOXILATO DE ZINC.

Los cementos de poliacarboxilato (por ejemplo, Duralon, PCh), también denominados -  
poliacrilatos, están siendo muy usados por los clínicos debido a que no provocan respuesta  
pulsar, están especialmente indicados para el cementado de colados cuando hay una gran canti-  
dad de dentina vital contada involucrada en la preparación. El polvo y el líquido deben -  
medirse previamente porque se los debe mezclar todo de al mismo tiempo y no de a pequeños  
incrementos, como se hace con otro tipo de cementos. Los colados no deben ser puestos en -  
ácidos, pero si lo son, deben ser arenados y limpiados con ultrasonido antes de cementado  
esto parece aumentar la unión mecánica al metal. Las ventajas de este cemento son:  
1.- La no irritabilidad. 2.- La baja solubilidad. 3.- El espesor de la película, y  
aún su buen escurrecimiento.

La principal desventaja puede ser su baja durabilidad a largo plazo.

### PRODUCTOS DEL HIDRÓXIDO DE CALCIO.

Los productos del hidróxido de calcio vienen en dos formas básicas:  
La suspensión (puldent) para recubrimientos pulpares.  
Las Pastas (dycal) que sirven como recubrimientos pulpares y bases.

Son excelentes para ser utilizados bajo resinas con refuerzos, porque protegen -  
a la pulpa contra la degeneración y porque se utilizan con rapidez y facilidad. En los cu-  
rsos de exposiciones profundas el hidróxido de calcio puede utilizarse como protector de la  
pulpa; luego puede usarse un cemento de óxido de zinc-eugenol reforzado en la base de la cu-  
rvidad interna. Esto ayudará a la sellación y al proceso de cicatrización interna.

### PORCELANA ALUMINOSA.

Debido al tremendo aumento de la resistencia, la corona de porcelana aluminosa -  
reemplazará a la corona funda de porcelana estándar. Los tonos de que se dispone son exce-  
lentes, y la misma porcelana puede utilizarse para unir al oro o al platino, dando una bue-  
na compatibilidad de color con otros puntos fijos que pueden necesitarse en algunos cu-  
rsos. Las fracturas en las coronas de porcelana generalmente se producen por la propaga-  
ción

-ción de rajaduras internas provocadas durante el horneado. El uso de una telzula cofia - de oro o la técnica de la doble lámina de platino (corona de alúmina unida-McLean) casi siempre eliminará la fractura de la corona de porcelana individual. Ahora se está utilizando con mucho éxito en presurares y rotares. En la técnica de la corona unida al metal - la lámina de platino corriente que se usa normalmente en la construcción de una corona - funda se cubre con una segunda lámina metálica, que se recorta de manera que quede alojada de del hombro. Esta porción extra se retira y sobre ella se deposita estaño. Cuando la corona está terminada, esta capa queda dentro de la corona impartiendo un aumento sustancial en la resistencia a la fractura.

### SISTEMA DE ALEACIONES PARA PORCELANA.

El reciente aumento en los precios del oro ha traído como resultado un nuevo interés en las distintas aleaciones para coronas y puentes. Estas nuevas aleaciones son aleaciones de metales preciosos modificadas o nuevas aleaciones de metales no nobles. Dado los amplios rangos de resistencias de la unión que presentan estas resistencias y aleaciones, es necesario que el clínico las considere con cuidado o se atenga al uso de aleaciones de oro de resultados comprobados.

Las aleaciones de metales no nobles son principalmente de níquel-cromo. Los problemas de la exactitud del colado y la unión a la porcelana no han sido resueltos para el trabajo diario. El éxito depende de la habilidad y de la experiencia del técnico en la manipulación de estas aleaciones, mientras que las de oro son más familiares a los técnicos y clínicos, y, por lo tanto, se puede esperar que dejen resultados más confiables.

Se están llevando a cabo una importante cantidad de investigaciones sobre las aleaciones que contienen níquel, debido a que se ha informado sobre ciertos efectos biológicos deletéreos. Deberá estudiarse cuidadosamente la bibliografía en el futuro, buscando artículos sobre este tema.

### ALEACIONES DE ORO.

Debido al aumento del precio del oro, se han presentado al mercado dental gran cantidad de bajo contenido de este metal. Debido al temor a lo desconocido y la realidad de la falsa economía, este autor sostiene que los clínicos se beneficiarán usando solo aleaciones de oro de tipo II y tipo III certificadas por la A.D.A. (hay una lista de aproximadamente 40) para incrustaciones, coronas y puentes. Las mismas razones pueden aplicarse a las restauraciones de porcelana fundida sobre oro. No hay especificación de la A.D.A. sobre aleaciones de oro para porcelana. El grupo de las aleaciones que contiene un 80% de oro-platino (por ejemplo, *Casco, Haydium, S.M.G-III*) muestran un desempeño adecuado, aunque tienen una aleación de oro-platino de 98% (*Ceramosun I, S.M.G-3*) son superiores. Las nuevas aleaciones de contenido de oro del 40% (de baja finura) (*forticast*) no han sido ampliamente probadas clínicamente en cuanto su resistencia a la pigmentación.

### ALEACION PARA AMALGAMA.

En la actualidad decimos que disponemos de tres tipos para aleación de amalgama

- 1.- Las de corte convencional (por ejemplo, *Aristalloy, Ortalloy, Valvalloy*).
- 2.- Las aleaciones de partículas esféricas (por ejemplo, *Spherolloy*).
- 3.- aquellas que contienen más cantidad de cobre (por ejemplo, *Dispervalloy, Sybralloy, Tytin*).

Las principales ventajas de las aleaciones de partículas esféricas son una resistencia temprana notablemente más alta a la compresión y una resistencia traccional final ligeramente mayor. La mayoría de las investigaciones publicadas sobre las aleaciones de alto contenido de cobre se han hecho sobre la *Dispervalloy*. Esta aleación presenta una resistencia al escurrimiento y al *Creep* significativamente más alta, aunque la resistencia traccional está ligeramente disminuida. Un estudio clínico demostró que la frecuencia de fractura marginal era del 3.5% para la *dispervalloy* comparada con un 11.9% para una aleación convencional. El fundamento de esta aleación es que el cobre impide la formación

-ción de compuesto estaño-mercurio que se conside- a que es la parte más débil y suscep- -  
 tible a la corrosión. Es demasiado pronto para saber si estos resultados se repetirán con -  
 las nuevas aleaciones de alto contenido de cobre, ya que estas difieren considerablemente -  
 en su formulación. También, el clínico debe recordar que la escrupulosa reparación de la -  
 cavidad, el cuidadoso control de la relación aleación-mercurio, la completa trituración y -  
 la condensación adecuada siguen siendo tan importantes como la selección de la aleación. -  
 La contaminación debe evitarse siempre. La aleación sin Zinc no reemplaza -  
 a la odontología correcta y no debe compararse teniendo esto en mente. Hay muy poca dife- -  
 rencia en las propiedades físicas entre la amalgama con y sin zinc. Muchas de las aleacio- -  
 nes de alto contenido de cobre no contienen zinc.

### ORIFICACIONES.

El oro para orificar no es un material muy difundido debido a que su inserción presenta un gran desafío para el clínico. Dado que se requiere tiempo y habilidad para hacer una con oro en hojas, es relativamente costosa para el paciente, éste factor unido a la falta de estética, hace que esta buena restauración sea inaceptable para muchos pacientes. Dado que se dispone de oro en polvo (Goldent), oro mate y electraloy, la orificación es - más sencilla y rápida para el operador y menos traumática para el paciente. Una orificación correctamente realizada es sumamente recompensante para el dentista y es la mejor obturación en muchos casos para el paciente. Los mejores clínicos pueden disfrutar la recompensa o recompensa al incluir las orificaciones en el ejercicio de su profesión.

### DIENTES ARTIFICIALES DE PORCELANA.

Los dientes de porcelana pueden ser sumamente agradables, como reemplazo estético de los dientes naturales. No se les usa tan ampliamente como otrora. Tal vez esto se debe a la dificultad de pulirlos y de adaptarlos así como a su inclinación a fracturarse y a saltarse cuando el paciente abusa de ellos. Probablemente sean más utilizados en los casos normales de prótesis completas. Algunos clínicos prefieren utilizar dientes de porcelana en la prótesis superior y dientes de crílico en la inferior para combinar las ventajas de cada uno.

### DIENTES ARTIFICIALES DE ACRILICO.

A lo largo de los años, los dientes de plástico se han transformado en reemplazos hermosos y llenos de vida. Son fáciles de desgastar y de pulir, están indicados para oponerse a los dientes naturales, y son buenos para las mordidas bajas y los rebordes malos. Al aumentar cada vez más sus aplicaciones, los clínicos están utilizando dientes de acrílico - más que nunca.

### RESINAS PARA BASES DE PROTESIS.

Las resinas para prótesis de tipo de inyección (por ejemplo, Luxenal) han estado ya durante algún tiempo en el mercado. No obstante, a pesar de su pretensión de menor contracción acuosa y resistencia a la fractura, no han desplazado la técnica del proceso corriente de polvo y líquido tan familiar a todos los clínicos. Estas bases para prótesis (por ej., Dencore 33, Hygienic, Lucitone) son muy aceptables desde el punto de vista clínico.

## 28.- RESPUESTAS BIOLÓGICAS.

Muchos de los materiales empleados en odontología, tienen la capacidad de modificar la capacidad biológica cuando se ponen en contacto con los tejidos vivos. Junto con la comprensión de las propiedades físicas, mecánicas o químicas, es necesario conocer también las respuestas biológicas a estos materiales dentales. Algunos provocan respuestas favorables al contactar con los tejidos vivos, y otros pueden provocar reacciones sumamente desfavorables. La lista siguiente es una selección de los más usuales comunes empleados en odontología con comentarios generales sobre las importantes respuestas biológicas vinculadas con su aplicación clínica.

### A. MATERIALES QUE CONTACTAN CON LA MUCOSA Y OTROS TEJIDOS BLANDOS DEL INTERIOR DE LA CAVIDAD BUCAL.

#### 1.- MATERIALES PARA IMPRESIÓN.

a. Hidrocoloides Reversibles. No tienen efecto químico desfavorable sobre los tejidos blandos. Hay que utilizarlos cuidadosamente para evitar quemaduras al usar este material a altas temperaturas.

b. Hidrocoloides reversibles (alginatos) No tienen respuesta biológica que sea de tipo desfavorable.

c. Mercaptanos. No tienen respuesta biológica desfavorable.

d. Siliconas. No tienen respuesta biológica desfavorable.

e. Poliésteres. No tienen respuesta biológica desfavorable, con excepción de las posibles reacciones alérgicas a algunos de sus constituyentes.

f. Pastas para impresión a base de óxido de zinc-eugenol. No presentan respuesta biológica desfavorable. El exceso de eugenol libre puede provocar una leve irritación, manifiesta por una sensación de quemazón suave.

g. Pastas para impresión a base de óxido de zinc y ácidos grasos. No tienen respuestas biológicas desfavorables.

h. Ceras para impresión. Los compuestos hechos a base de ceras combinadas no producen respuestas biológicas desfavorables. Hay que emplearlos con precaución para evitar quemaduras.

#### 2.- MATERIALES PARA PROTESIS.

a. Resina acrílica. El polimetacrilato de metilo en contacto con la mucosa no produce por lo general respuesta biológica desfavorable. El metacrilato de metilo, el monómero, sí produce irritación tisular en muchos casos.

La inflamación de los tejidos que están en contacto con la resina acrílica puede deberse a una irritación primaria o a una reacción alérgica consecuentemente a una sensibilización previa. La irritación primaria o la respuesta alérgica pueden deberse al monómero residual, a un exceso de iniciador (peróxido de benzilo), de inhibidor (hidroquinona), o hay pigmentos empleados para el colorado. Hay muchas causas para la inflamación de los tejidos blandos que están en debajo de la base de una prótesis. Estas incluyen traumatismos, mala higiene oral, infecciones con hongos, la salud general y la resistencia de los tejidos.

b. **Metales y aleaciones.** En general los metales como el aluminio, el oro, el cromo y sus aleaciones no producen efectos biológicos desfavorables en los tejidos blandos de la cavidad oral. Los pacientes sensibilizados podrán tener reacciones alérgicas a cualquiera de los metales comúnmente empleados. Estas reacciones alérgicas podrán aparecer en un sitio que no sea el de contacto entre el tejido y el alérgeno.

### 3.- RESTAURACIONES COLADAS Y SUS FRENTES.

a. **Metales.** Las restauraciones hechas de aleaciones de oro coladas, níquel-cromo y plata-platino-paladio no producen respuesta tisular desfavorable, con excepción de la respuesta alérgica provocada en pacientes previamente sensibilizados.

b. **Resinas cerámicas.** Los frentes de resina y cerámica usados en las restauraciones coladas son irritantes de la manera en que se usan y no producen respuestas tisulares, que pueda considerarse desfavorables.

### 4.- APOSITOS DENTALES (PERIODONTALES).

Los apósitos periodontales que contienen eugenol pueden provocar una irritación primaria leve por la presencia del eugenol libre en contacto con los tejidos blandos. Cuanto se encuentra objetable la presencia de eugenol que se emplea en apósitos periodontales que no contienen dicha sustancia, hechos generalmente con óxido de zinc y ácidos grasos seleccionados. Estos compuestos ácidos no producen efectos biológicos desfavorables.

## B. MATERIALES QUE PUEDEN AFECTAR LA SALUD O LA VITALIDAD DE LA PULPA DENTARIA O DE LOS TEJIDOS BLANDOS ADYACENTES.

### 1.- MATERIALES DE OBTURACION METALICOS DE INSECCION PLASTICA.

a. **Amalgams de plata-estaño.** No hay respuesta desfavorable de la pulpa o de los tejidos blandos. Se recomienda la aislación térmica en las preparaciones cavitarias profundas para proteger la pulpa.

b. **Orificaciones.** No hay respuesta desfavorable de la pulpa o de los tejidos blandos al oro, la fuerza de condensación inadecuada que provoca traumatismos localizados puede causar respuestas inflamatorias de la pulpa y de los tejidos blandos.

### 2.- RESINAS PARA OBTURACION DE INSECCION PLASTICA.

a. **Resinas sin relleno.** Estas resinas contienen normalmente monómeros acrílicos que pueden irritar la pulpa. Los monómeros pueden provocar respuestas inflamatorias en la pulpa por su acción química sobre los materiales orgánicos que están en los conductillos dentinarios. También puede provocar inflamación y necrosis de la pulpa la microfiltración prolongada causada por la contracción de la inserción clínica de la restauración de resina.

b. **Resinas con relleno (resinas combinadas).** La matriz de resina de este material de restauración con relleno contiene generalmente la combinación de bisfenol A y Metacrilato de glicidilo (BIS-GMA) más una variedad de monómeros diferentes.

Los nuevos monómeros de dimetacrilato que han sido preparados para ser empleados en las resinas compuestas parecen tener baja toxicidad aguda. Sin embargo, algunos constituyentes del monómero residual de estos materiales de restauración parecen ser los responsables de la irritación de la pulpa. Se recomiendan buenos protectores bujales para las restauraciones de resina.

Los tejidos adyacentes pueden ser irritados por la superficie áspera que a veces se relaciona con las resinas con relleno que son terminadas incorrectamente.

c. **Selladores de puntos y fisuras.** Las resinas sin relleno empleadas como selladores de puntos y fisuras se colocan sobre el esmalte de la corona oclusal. No producen reacción en la pulpa, ni presentan efectos adversos alguno sobre los tejidos blandos adyacentes después de la polimerización. La resina no polimerizada puede provocar una leve respuesta inflamatoria aguda cuando se pone en contacto con los tejidos normales de la cavidad oral.

### 3.- CEMENTOS DENTALES.

a. **Cemento de silicato.** El ácido fosfórico componente del cemento de silicato es una sustancia químicamente irritante. La dentina recién tallada debe ser protegida con recubrimientos, barnices o una base de cemento no irritante. En el tejido pulpar sin protección se producirán graves reacciones inflamatorias, que pueden llevar a la necrosis de la pulpa. El cemento fraguado no es irritante de los tejidos blandos adyacentes, sin embargo, el ácido fosfórico libre en el cemento sin fraguar puede provocar irritaciones superficiales y la prendimiento de mucosas.

b. **Cemento de fosfato de zinc.** El ácido fosfórico del cemento de fosfato de zinc, utilizado como piso y como cementador, es una sustancia químicamente irritante. El cemento de fosfato de zinc recién mezclado contiene ácido fosfórico libre, e irritará el tejido pulpar cuando se le coloque sobre la superficie dentinaria tallada. Se recomienda antes de la colocación de este la inserción o recubrimiento de un barniz protector sobre la dentina. El uso inadecuado de este cemento puede provocar la muerte pulpar.

c. **Cemento de silico-fosfato.** Véase los comentarios correspondientes a los cementos de fosfato de zinc.

d. **Cementos de cobre.** Véase los comentarios correspondientes a los cementos de fosfato de zinc.

e. **Cementos de óxido de zinc-eugenol.** Los cementos de óxido de zinc-eugenol no son irritantes ni para la pulpa ni para los tejidos blandos. Producen una acción sedante sobre la pulpa dental. Sin embargo, el eugenol puro provocará irritación y escarificación de la mucosa cuando esté en contacto directo con los tejidos blandos.

f. **Cementos de poliacrilato de zinc.** El poliacrilato de zinc es una combinación de óxido de zinc y ácido poliacrílico. Esta combinación de materiales no es irritante ni para la pulpa ni para los tejidos blandos. Pero no produce una acción de sellado.

g. **Cemento sobre base de resina.** Véase los comentarios correspondientes a los materiales de obturación sobre base de resina.

h. **Cemento de hidruro de calcio.** Los cementos de hidruro de calcio empleados para el recubrimiento pulpar no provocan reacciones desfavorables. Su acción sobre la pulpa dental se considera como estimulante de formación de dentina de reparación.



#### 4.- BARNICES CAVITARIOS.

Normalmente los barnices cavitarios son resina copul o nitrocelulosa disueltos en solventes altamente volátiles. Las resinas se colocan sobre la superficie en forma de película y no provocan respuesta biológica.

#### 5.- SOLUCIONES GRABADORAS.

Las soluciones grabadoras tales como el ácido fosfórico o el ácido cítrico - al 40 o 50% son potencialmente irritantes tanto como para la pulpa dentaria, así como para los tejidos blandos de la cavidad bucal. Cuando se colocan soluciones grabadoras sobre la dentina recién tallada puede provocar una respuesta inflamatoria por medio de la irritación química a las prolongaciones protoplasmáticas que están dentro de los conductillos dentinarios que se comunican directamente con los componentes celulares de la pulpa dental. Estos ácidos, cuando están en contacto con los tejidos blandos de la cavidad oral, - pueden provocar una reacción inflamatoria superficial y escarificación del tejido afectado.

#### C. MATERIALES QUE CONTACTAN CON PARTES DEL ORGANISMO FUERA DE LA CAVIDAD ORAL, A TRAVÉS DE LA MANIPULACION, LA INFECCION ACCIDENTAL O LA INHALACION.

Revestimientos para colar.  
Materiales que contienen mianto.  
Productos de yeso.  
Materiales de baja fusión para troqueles.  
Soldaduras y fundentes.  
Soluciones para electrodepósitos.  
Soluciones para electropulido.  
Ácidos.  
Ceras.  
Solvente.  
Resinas: Para obturaciones, prótesis de laboratorio.  
Polvos y líquidos para cerento,  
Lubricantes.  
Agentes humectantes.  
Mercurio.

El personal debe estar continuamente consciente de los efectos biológicos potenciales de estos materiales durante su uso de rutina. Muchos polvos finos, tales como el alginato o los productos del yeso pueden flotar en el aire y pueden ser inhalados con facilidad. El personal dental proclive a la alergia, así como los pacientes, pueden sensibilizarse y desarrollar graves reacciones alérgicas a los ingredientes específicos de los materiales dentales comúnmente usados.

La exposición crónica al vapor de mercurio puede provocar graves reacciones biológicas, que truen como resultado graves reacciones y daños en el sistema nervioso central y aún la muerte.

Los vapores resultantes de la vaporización y fusión de materiales deben ser controlados por una ventilación adecuada en la zona de uso. El material que suelta como consecuencia del desgaste o pulido de metales debe evitarse. Esto debe llevarse a cabo con el uso adecuado de ventilación y el empleo de máscaras protectoras.

La respuesta biológica de todos los materiales enumerados debe evaluarse en el contexto en el que se use el material. La respuesta biológica a un material dado puede ser sumamente distinta si el material se está usando de una manera diferente a la originalmente determinada por el fabricante.

## 29.- COMPORTAMIENTO CLINICO.

### A. APLICACIONES EN ODONTOLOGIA

- 1.- Diagnóstico y plan de tratamiento.
- 2.- Comparación de distintos materiales de restauración.
- 3.- Comparación de distintas marcas.
- 4.- Evaluación de distintas técnicas.
- 5.- Revisión por pares.

### B. CONCEPTOS BASICOS.

1.- *Sistemas de categorización.* El examen clínico de unidades únicas o múltiples de restauraciones (amalgamas, incrustaciones, coronas, puentes, aparatos protésicos, etc.) puede dirigirse hacia la clasificación, que se da en el siguiente cuadro.

*Categorización de restauraciones.*

Categorización	Explicación operacional
<b>Satisfactoria</b> Rango de excelencia Código: R Denominación: Romeo 0	La restauración es de calidad satisfactoria y se espera que proteja al diente y a los tejidos que lo rodean. 0
<b>Rango de aceptabilidad</b> Código: S Denominación: Sierra 0	La restauración es de calidad aceptable pero presenta uno o más rasgos que la apartan de las condiciones ideales. 0
<b>No aceptable</b> Reemplazar o corregir por prevención Código: T Denominación: Tango 0	La restauración no es de calidad aceptable. Es probable que se produzcan daños futuros al diente y/o los tejidos que lo rodean. 0
<b>Reemplazo imperativo (inmediatamente)</b> Código: V Denominación: Victor 0	La restauración no es de calidad aceptable. Se está produciendo actualmente daño al diente y/o a los tejidos que lo rodean. 0

La mayoría de los odontólogos hacen discriminaciones de esta naturaleza cada vez que examinan el trabajo dental existente en la boca de un paciente con el objeto de determinar si es necesario su reemplazo o para llegar a un plan de tratamiento racional. Un sistema de categorización formal, suplementado con criterios específicos que describan características importantes para cada una de las categorías importantes de tipo individual, facilitará el registro de la calidad de una restauración u otro tipo de trabajo, proporcionando así información que puede ser utilizada para comparar materiales, marcas y técnicas. También un sistema formal de categorías y criterios escritos son necesarios para una revisión por pares constante y sistemática.

### C. DESARROLLO DE CRITERIOS.

- 1.- Determinar cuáles características son importantes.
- 2.- Describir las características que constituyen el cumplimiento con cada una de las cuatro categorías. Se emplean normas de excelencias (R) o Aceptabilidad (S)

*Ejemplos de criterios de categorización.*

<i>Categoría</i>	<i>Código</i>	<i>Superficie y color</i>
<b>Satisfactoria</b> R Romeo		La superficie de la restauración es lisa, no hay irritación de los tejidos blandos vecinos.  No hay desigualdad en el tono del color y/o en su translucidez entre la restauración y la estructura dentaria adyacente. *
S Sierra	GRD SMM	La superficie de la restauración está ligeramente áspera o punteada, y puede ser pulida. Desigualdad entre la restauración y la estructura dentaria dentro del rango normal de color, y/o tono y translucidez *
<b>No aceptable</b> T Tango	TPIT TMM	La superficie presenta cavidades profundas; hay surcos irregulares (no relacionados con la anatomía) no puede ser repulida. Desigualdad entre la restauración y la estructura dentaria por fuera del rango normal del color dentario y/o translucidez. *
V Victor	VSF VFK VUM	La superficie está fracturada o tiene desprendimientos. El color, el tono y/o la translucidez son estéticamente desagradables. *
<i>Categoría</i>	<i>Código</i>	<i>Forma anatómica</i>
<b>Satisfactoria</b> R Romeo		El contorno de la restauración se continua con la forma anatómica existente, restaura los contornos, las cúspides, los planos, los surcos, los rebordes marginales, y los puntos de contactos funcionales.
S Sierra	SUCO SOC SOH SMR SCO SFA SLG SPX SOCC	La restauración está ligeramente bajocontorneada. El contorno oclusal no se continua con el de las cúspides y planos, o la altura oclusal está reducida localmente, (no tiene loco) o los rebordes marginales están ligeramente bajocontorneados (bajos), o el contacto está ligeramente abierto (puede ser autocorregido), o aplanamiento facial, o aplanamiento lingual, o área cervical interproximal ligeramente bajocontorneada, o la restauración está ligeramente sobrecontorneada, pero podría eliminarse el exceso de material.
<b>No aceptable</b> T Tango	TUCO TDE o TDB TOC TCO TPX TOCO TOV	La restauración está bajocontorneada: esta expuesta la dentina o la base, o esta afectada la oclusión, o el contacto es defectuoso, (su autocorrección es improbable), o la zona cervical interproximal está bajocontorneada; es probable el daño de los tejidos blandos. La restauración está sobrecontorneada: el contorno no puede ser ajustado en forma correcta, o hay un desbordamiento marginal.
V Victor	VMIS VTO VPN	Falta la restauración, o oclusión traumática, o la restauración provoca dolor en el diente o el tejido adyacente.
<i>Categoría</i>	<i>Código</i>	<i>Integridad marginal</i>
<b>Satisfactoria</b> R Romeo		No hay evidencia visible de surco a lo largo del margen.  No hay alteración del color del margen entre la restauración y la estructura dentaria *
S Sierra	SCR SDIS	Visible evidencia de surco a lo largo del margen que no se extiende hasta la unión amelodentinaria. Alteración del color del margen entre la restauración y la estructura dentaria *

*Ejemplos de criterios de categorización (continuación).*

Categoría	Código	Integridad marginal
No aceptable T Tango	TMO o TMB TPEN	Esta expuesta la dentina o la base a lo largo del margen. La alteración de color ha penetrado a lo largo del margen del material de restauración en dirección pulpar.
V Victor	VMD VFR VCAR VTF	La restauración se mueve, o está fracturada, o hay una caries contigua al margen de la restauración, o está fracturada la estructura dentaria.

contra reemplazos por prevención (C) o reemplazo imperativo (V).

3.- Técnica de evaluación específica (es decir inspección visual, uso del espejo, exploración, evaluación radiográfica, etc.)

4.- El ejemplo dado en el cuadro anterior provee características: Superficie y color. Forma anatómica. Integridad del margen, para operatorio dental.

**D. IMPLEMENTACION.**

El uso de un sistema seguro de categorización y criterios de evaluación clínica puede proveer una valiosa información al profesional que desea comparar el comportamiento clínico de los distintos materiales restauradores, o las distintas marcas, o el efecto de distintas técnicas. Además de las variables que están evaluando, la ficha del paciente debe de tener la fecha de inserción, la o las fechas de evaluación, o cualquier estudio, prevención o estado característico del paciente que pudiera influir sobre la calidad o utilidad del trabajo que se está evaluando. También un sistema de categorización y criterios tales como los que se muestran antes pueden servir para ayudar al dentista en su diagnóstico y plan de tratamiento proveyendo un enfoque sistemático a las decisiones referentes al estado de las restauraciones existentes, es decir, si una amalgama, incrustación o restauración debe ser reemplazada o no.

Bajo el auspicio de la California Dental Association se han desarrollado sistemas de categorización y criterios semejantes para historia y examen clínico, radiografía y diagnóstico, plan de tratamiento, manejo del dolor, ansiedad y emergencia, odontalgia, preventivo, ortodoncia, periodoncia, cirugía oral y maxilofacial, coronas y protodoncia parcial fija, protodoncia removible y protodoncia completa, odontopediatría y ortodoncia.

## RESUMEN.

Como es costumbre una vez más tratarémos de hacer un pequeño resumen de los aspectos más importantes en cada capítulo para que puedan mejor comprenderlos los ideus.

Podemos decir que categorización es una clasificación de acuerdo con la clase en oposición a la gradación numérica.

El criterio es una norma de juicio; regla, o prueba por la cual se evalúa algo para ser clasificado o juzgado.

Escala lineal, es una escala numérica en categorías caracterizadas por el hombre, mediante la cual, se les asigna o se les da un nombre (en lugar de la secuencia).

Ordenamiento ordinal: Evaluación de acuerdo con el orden de secuencia.

Revisión por pares: Revisión por los propios iguales; en odontología, revisión del trabajo de los prácticos generales por los clínicos generales; el de los especialistas por los especialistas.

Sistema de categorización: Sistema de clasificación basado en el ordenamiento ordinal o nominal en oposición al uso de una escala lineal.

## 30.- SOLUCION DE PROBLEMAS.

### RESTAURACIONES DE AMALGAMA.

#### 1.- Superficie rugosa.

a.- **Tamaño de las Partículas.** La lisura de la superficie de la amalgama se relaciona con el tamaño de sus partículas. Las partículas grandes e irregulares aumentan la probabilidad de sacar las limaduras de la matriz.

b.- **Insuficiente trituración.** La rugosidad superficial puede ser el resultado de una falta de mojado en las partículas de la aleación por parte del mercurio.

c.- **Pulido prematuro.** Puede producirse una superficie rica en mercurio que se vuelve áspera después de fraguada.

#### 2.- Pigmentación y corrosión.

a.- **Superficies acabadas en forma incorrecta o no pulidas.** El acabado cuidadoso reduce la cantidad de irregularidades superficiales que pueden actuar como células electroquímicas en el proceso de la corrosión.

b.- **Insuficiente trituración.** La aleación y el mercurio mezclados en forma inadecuada producen irregularidades superficiales y falta de homogeneidad, y estos dos factores promueven la corrosión electroquímica.

c.- **Más mercurio residual.** Esto no causa directamente corrosión, pero el deterioro superficial acompañante provoca alteraciones de color.

#### 3.- Extrusión de la cavidad.

a.- **Contaminación con la humedad.** La expansión retardada (véase figura - que sigue) es el resultado del contacto con la humedad, durante la trituración o la condensación. La expansión excesiva se debe a la acción electroquímica entre el zinc y otros metales. El hidrógeno producido por la disociación del agua genera una presión interna que hace que la aleación fluya y provoca una gran expansión. Las aleaciones que no contienen zinc no sufren esta expansión secundaria o retardada.

#### 4.- Fractura.

a.- **Bajo contenido de mercurio.** La fractura prematura de las aleaciones de amalgama puede deberse a una menor resistencia mecánica, un contenido de mercurio superior que pase del 55% provoca la cantidad de una formación excesiva de matriz. La relación mercurio-aleación de una amalgama fraguada puede reducirse exprimiendo al mercurio en forma adecuada y con una correcta presión de condensación o empleando una técnica con una relación mercurio-aleación reducida.

b.- **Condensación retardada o deficiente condensación.** Esto contribuye a menores valores de resistencia, ya que permite la formación de una cantidad mayor de matriz.

c.- **Insuficiente trituración.** Esto contribuye a una menor resistencia debido al insuficiente mojado por mercurio.

d.- **Uso de aleaciones y de mercurios no certificados.** Los materiales que no aparecen en las lista de materiales dentales certificados pueden presentar propiedades físicas y mecánicas inferiores.

Fotografía intracanal de una amalgama que sobresale de una preparación cavitaria. Esto es causado comúnmente por la contaminación de la amalgama en el momento de ser insertada o curada.



5.- **Fractura marginal.** Surco en los márgenes. (véase figura siguiente), que es de una fotografía tomada con microscopio electrónico de barrido tomada de una amalgama (ii) en la que se ha producido una fractura marginal (flecha). Este tipo de falla se atribuye a una preparación cavitaria incorrecta, malas técnicas de condensación o exceso de encuvimiento original. X 11.



a.- Extensión de las restauraciones a las partes altas de los rebordes transversales o al interior del esmalte.

La fractura marginal es el resultado de la fragilidad de la amalgama y depende de su volumen, para la resistencia.

b.- Preparación cavitaria incorrecta. Los ángulos de más de 90 grados llevan a bordes helados de amalgama que tienen volumen insuficiente.

c.- Mala adaptación de la amalgama como resultado de una condensación inadecuada.

Una cantidad insuficiente de material o herramientas resistentes del mismo bronce como resultado de la disminución de su resistencia.

### RESINAS COMBINADAS.

1.- **Alteración del color.** Los cambios de color se asocian generalmente con los cambios de color por la pigmentación superficial más que con un cambio de color general de la matriz. Esta alteración es producida generalmente por el relleno contenido que sobresale de la superficie de la restauración. También, las resinas compuestas en pasta son de naturaleza más porosa que las resinas acrílicas (hablando en general).

2.- **Desgaste.** Cuando más grande es la restauración, más está expuesta a la abrasión mecánica o desgaste. En los dientes anteriores la tasa de desgaste de las resinas combinadas generalmente es menor que el de las resinas acrílicas. Comparadas con las amalgamas, las restauraciones compuestas de los dientes anteriores sufren una pérdida de material a una velocidad considerablemente mayor. Las restauraciones de resinas combinadas deben limitarse a las preparaciones de clase III, IV, y V. No están indicadas para los dientes posteriores donde se producen grandes concentraciones de tensiones. (véase siguiente figura)



Fotografía tomada con un microscopio electrónico de barrido de un diente posterior restaurado con una resina combinada. Nótese la pérdida excesiva de material de restauración como lo evidencia la exposición de las paredes de la preparación cavitaria original. Aumento original X 11.

3.- **Pigmentación Interfacial.** La alteración del color en los márgenes de las restauraciones indica generalmente la presencia de microfiltración. La penetración de líquidos puede en general ser reducida, por el grabado ácido de las paredes del esmalte de la preparación cavitaria.

4.- **Integridad marginal.** Los defectos localizados o las cavidades en los márgenes de las restauraciones generalmente se deben a burbujas producidas durante la mezcla. La posibilidad de porosidades tiene más probabilidades de aparecer en los sistemas pasta-pasta que en los polvo-llíquido.

5.- **Sensibilidad postoperatoria.** Las resinas compuestas pueden provocar hipersensibilidad pulpar, particularmente cuando están en contacto con grandes áreas de superficie dentinaria. Una capa delgada de hidróxido de calcio sobre la dentina generalmente provee una barrera contra el dolor postoperatorio.



6.- *Irregularidad superficial.* Como la matriz de la resina se gasta -  
als rrido que el relleno silícico, este último eventualmente sobresale de la superfi-  
cie de la restauración. Esta textura áspera o granulada puede ser eliminada temporaria-  
te, por lo menos, recubriendo la superficie del glassentón.

7.- *Tiempo de fraguado modificado.* Como la mayoría de las resinas com-  
binadas con sistemas de los pastus, el fraguado puede mantenerse relativamente constante -  
si se mezclan porciones relativamente iguales de la base y el catalizador. Muchas de las -  
resinas combinadas tienen una vida útil limitada; si la resina ha estado guardada duran-  
te un tiempo prolongado, particularmente si estuvo a temperatura ambiente, pueden producir-  
se tiempos de fraguado prolongados o una falta de polimerización.

8.- *Pasta de resina endurecida en el recipiente.* La contaminación cruzada  
de la base y del catalizador o viceversa pueden causar la polimerización en el pote.

### PORCELANA FUNDIDA SOBRE METAL.

1.- *Formación de burbujas en la interfase metal-cerámica.* (véase siguiente  
figura).

*Fotomicrografía de la inter-  
fase porcelana-esmalte. La for-  
mación de burbujas en el re-  
cubrimiento cerámico en la in-  
terfase es causada comúnmente  
por la contaminación del su-  
strato metálico en algún momen-  
to previo a la colocación de -  
la porcelana.*



a. *Contaminación del colado metálico.* Provocada por la manipulación con-  
los dedos o por el material de revestimiento. La desgasificación o el calentamiento de la  
aleación a temperaturas lo suficiente ante alta vaporiza algunos de los contaminantes an-  
tes de aplicar la cerámica.

b. *Condensación inadecuada o retiro insuficiente del  
exceso de agua del frente de cerámica.*

*El exceso de contenido de agua crea una excesiva porosidad y aún cavidades.*

c. *Porosidades en la superficie del colado.* Los poros sirven para atrapar contaminantes potencialmente volátiles.

2.- *Burbujas o cavidades en el recubrimiento de porcelana.*

a. *Condensación inadecuada del material cerámico.* Al producirse la fusión del esmalte del recubrimiento se atrapan burbujas.

b. *Rápida vaporización del agua dentro del material cerámico.* El colado recubierto con cerámica debe calentarse lentamente para permitir que el exceso de humedad se evapore en lugar de hervir.

c. *Colado metálico contaminado.* Los contaminantes pueden vaporizarse durante el proceso de esmaltado y quedar atrapados en la porcelana. (como se muestra en la siguiente figura).

*Fotomicrografía de porcelana unida a metal. La presencia de burbujas en el recubrimiento de cerámica se asocia comúnmente con colados metálicos contaminados y condensación incorrecta del material cerámico antes de su horneado.*



d. *Porosidad. (en la superficie de los colados).*

e. *Descomposición del revestimiento para colar.*

*A altas temperaturas el revestimiento puede descomponerse, volatilizarse y transformarse en una fuente de porosidad.*

3.- *Arajaduras o grietas en el revestimiento cerámico.*

a. *Excesiva diferencia en el coeficiente de expansión térmica entre el colado metálico y el recubrimiento cerámico.*

*Una diferencia substancial hace que los dos materiales se contraigan a velocidades distintas durante el enfriamiento, tensionando así, indebidamente el recubrimiento cerámico. El coeficiente de expansión puede modificarse cuando el óxido de cromo de la aleación se disuelve en la interfase.*

b. *Glaseado excesivo de la porcelana.* El sobrecalentamiento o sobreglaseado puede afectar el coeficiente de expansión térmica.

c. *Enfriamiento bajo una campana de vidrio.* El enfriamiento a una velocidad mayor puede hacer que la superficie se enfrie substancialmente más rápido que la parte inferior tensionando así la cerámica hasta producir su rajadura.

d. *Enfriamiento lento o enfriamiento en el horno de la estructura recubierta con porcelana.*

Esto puede afectar el coeficiente de variación térmica del esmalte.

4.- *Recubrimiento cerámico gris u obscuro.*

a. *Oxidación excesiva del colado metálico.* Puede ser causada por la degradación térmica del revestimiento para colar.

b. *Profundidad o espesor inadecuado del esmalte de recubrimiento.* Un recubrimiento delgado permite que se transparente la superficie opaca.

c. *Uso de una aleación no compatible con el recubrimiento cerámico.* Si la aleación contiene metales no nobles que forman óxidos coloreados, puede resultar afectado el color.

5.- *El recubrimiento se rompe o se salta del sustrato metálico después de su inserción.*

a. *Gran diferencia en el coeficiente de expansión térmica entre el metal y el recubrimiento cerámico.*

Si estos valores no están correctamente relacionados, se producen altas tensiones en la interfase metal-cerámica.

b. *Uso del metal con un bajo módulo elástico.* Bajo tensión el sustrato metálico puede doblarse y separarse de la cerámica que es extremadamente frágil.

c. *Se fuerza al colado sobre la preparación, provocando la distorsión del metal.*

Así mismo, la cerámica no puede soportar tensiones flexurales.

6.- *La porcelana no se glasea.*

a. *Contaminación de la superficie cerámica con materiales de abrasión o de pulido.*

Tales condiciones no solo inhiben el glaseado sino que también pueden ser fuentes de porosidades y alteraciones localizadas del color.

b. *Horneado inadecuado del primer bigoteado de la porcelana.*

c. *Porcelana con partículas promedio grandes.* Esto puede deberse a un problema dentro de la fabricación o a una decontación en el momento de su distribución.

## ALGINATO.

### (HIDROCOLOIDES IRREVERSIBLES).

- 1.- **Tiempo de trabajo inadecuado.** El tiempo de trabajo o de fraguado inadecuado se observa cuando la temperatura del agua es demasiado elevada. Generalmente la temperatura del agua debe oscilar entre 18 o 24 grados centígrados.
- 2.- **Mezcla no homogénea.** Una mezcla gruesa o granulosa generalmente es el resultado de un fraguado prematuro o de un espátulado incompleto. Bajo condiciones normales el espátulado requiere de 45 a 60 segundos.
- 3.- **Impresión distorsionada.** El porcentaje de recuperación después de la deformación depende de la cantidad y de la duración de la compresión. Es importante, por lo tanto, retirar la impresión de la boca de un modo rápido. Dado que el peso de la cubeta puede comprimir o distorsionar el alginato, la impresión no debe dejarse boca abajo sobre la mesa.
- 4.- **Impresión rota.** Dado que la resistencia al desgarramiento del alginato aumenta con la velocidad a la que se aplica la carga, es deseable retirar la impresión de la boca con rapidez. Además, las mezclas fluidas son más proclives a desgarrarse que la que tiene una relación polvo-líquido más alta.
- 5.- **Pérdida del detalle.** El retiro prematuro de la boca, mientras el material está aún en estado plástico, traerá como resultado impresiones múltiples de las estructuras orales.
- 6.- **Consistencia incorrecta de la mezcla antes de fraguar.** Una consistencia demasiado líquida o demasiado espesa es el resultado de una relación líquido-polvo incorrecta. Debe tenerse cuidado de agitarse bien el polvo antes de medirlo y no sobrellenar la medida.
- 7.- **Cambio dimensional.** Dado que las impresiones de alginato pierden agua cuando se las deja al aire, cualquier demora en el vaciado traerá como consecuencia una distorsión en el modelo y una contracción que también afectará el modelo.
- 8.- **Impresión porosa.** Los orificios y las cavidades en el interior de la masa o en su superficie son el resultado de incorporar aire al interior de la mezcla durante el espátulado. Una vez que el polvo ha sido mojado por el agua, el alginato se mezcla de manera de exprimir el material entre la hoja de la espátula y la pared de la tapa de goma.

## AGAR

### (Hidrocólidos reversibles).

- 1.- **Impresión distorsionada.**
  - a. **Retiro lento de la boca.** Para evitar la deformación permanente la impresión debe retirarse con un movimiento enérgico.
  - b. **Retiro de la boca antes de que el gel alcance la temperatura de 37 grados centígrados o menos.**  
Por encima de esta temperatura el material de impresión estará aún plástico. La velocidad del hidrocólido depende de la temperatura del agua que circula a través de la cubeta.

c. agua del refrigerador demasiado fría. El enfriamiento rápido puede provocar una concentración de tensiones cerca de la cubeta.

d. Aplicación de fuerza en la cubeta durante la gelación. Una vez retirada la carga, se producirá la relajación de las tensiones.

e. Demora en hacer el vaciado. Espere para hacer el vaciado durante cualquier período de tiempo traerá como resultado una contracción de la impresión debida a la pérdida de agua.

## 2.- Medida de detalles.

a. Movimiento de la cubeta antes de terminar la gelación. Si no se mantiene estabilizada la cubeta se producirá una impresión múltiple de las estructuras onales.

b. Soluciones fijadoras. Si no se usan algunas soluciones fijadoras con algunas hidrocoloides se producirá un intercambio de componentes entre el material de impresión y el material componente, con el medio ambiente.

## MERCAPTANO.

### 1.- Tiempo de trabajo inadecuado.

a. Excesiva humedad y temperatura. Un aumento en cualquiera de estas variables trae como consecuencia un menor tiempo de trabajo y de fraguado.

b. Relación base-catalizador. Demasiado catalizador reducirá el tiempo de trabajo.

### 2.- Impresión distorsionada.

a. Carga. Dado que la recuperación después de la deformación depende de la cantidad y duración de la carga, la impresión no debe colocarse boca abajo en la mesa de laboratorio.

b. Retiro incorrecto. La impresión debe retirarse repentinamente, dado que la deformación permanente está en función directa con la duración de la tensión.

c. Porosidad interna. Si existe una burbuja ubicada inmediatamente por debajo de la superficie adyacente a una preparación, el material de impresión puede distorsionarse.

### 3.- Medida del detalle.

a. Retiro prematuro de la boca. El retiro antes de que se haya producido una polimerización suficiente y el material está lo suficientemente elástico traerá como resultado un registro imperfecto de los detalles.

b. Mezcla incompleta. Si no se incorpora todo el catalizador a la base se tendrá una polimerización incompleta en algunos sectores de la superficie.

c. Movimiento de la cubeta antes del momento de retirada. La cubeta para impresiones debe mantenerse firmemente hasta que se alcance el período elástico.

### 4.- Cavidades.

a. Burbujas superficiales o cámaras de aire incluidas en la mezcla.

El material de impresión debe mezclarse siempre con la cara plana de la espátula.

b. Material para impresión parcialmente polimerizado antes de la inserción en la boca.

## SILICONAS.

### 1.- Tiempo de trabajo inadecuado.

a. *Humedad y temperatura excesivas.* Aunque no es tan crítico como en los mercaptanos, los tiempos de fraguado para los materiales de impresión con base de siliconas son influidos por la temperatura y la humedad. Los aumentos en estas condiciones tienden a acortar el o los tiempos de trabajo y de fraguado.

*Relació: base-catalizador.* Una cantidad insuficiente de catalizador traerá como consecuencia tiempos prolongados de fraguado.

c. *Vida útil.* El deterioro durante el almacenamiento trae como resultado una falta de polimerización en el tiempo establecido.

### 2.- Impresión distorsionada.

a. *Separación incorrecta de las estructuras impresionadas.* Si no se retira la impresión con un movimiento rápido y enérgico ésta se puede deformar permanentemente.

b. *Demora en el vaciado de la impresión.* Una demora excesiva en el vaciado de la impresión (30 minutos o más) puede traer como resultado cambios dimensionales.

*Existe la posibilidad de que haya una contracción como resultado de la persistencia de la polimerización y la vaporización de los compuestos volátiles de la goma de silicónas.*

c. *Soporte inadecuado de la impresión después del retiro de la boca.* La impresión puede sufrir deformación permanente si se la deja boca abajo sobre la mesa de trabajo.

### 3.- Pérdida del detalle.

a. *Retiro prematuro de la boca.* Si no se deja que el material de impresión fragüe en forma de tipo adecuada se producirá una deformación plástica.

b. *Mezcla incompleta.* Si no se incorpora en forma adecuada a la base se tendrá una polimerización incompleta.

c. *Movimiento de la cubeta después de haberla ubicado en la boca.* Si no se mantiene la cubeta en una posición estable se tendrá una impresión borrosa.

## PROTESIS.

### 1.- Porosidad.

a. *Vaporización del monómero.* Esto puede ocurrir si la velocidad del calentamiento de la resina es demasiado alta durante la polimerización.

b. *Mezcla insuficiente.* Esta provoca falta de homogeneidad del monómero y del polímero. Las zonas ricas en monómero sufren mayor contracción durante la polimerización.

c. *Empaquetado prematuro.* La mezcla en el período plástico es más homogénea que en el período filamentosos.

d. *Presión insuficiente.* Esto puede ser causado por una falta de consistencia porosa en el momento en el momento del cierre de la muela o una presión insuficiente en ella. Los poros son asimétricos y generalmente más pequeños en tamaño que los poros provocados por una mezcla insuficiente.

e. Orificios o poros muy pequeños, que aparecen sobre la superficie. Estos son el resultado de la exposición de las porosidades internas debido a la abrasión y al pulido.

f. Descomposición del iniciador. La formación de dióxido de carbono durante la descomposición del iniciador de peróxido provoca burbujas.

## 2.- Desadaptación o distorsión.

a. Tensiones producidas durante el procesado. Dado que existen grandes diferencias en el coeficiente de variación térmica entre el acrílico y el modelo de yeso la prótesis revestida debe ser enfriada lentamente.

b.- Concentración de tensiones localizadas. Se atribuyen a distintos espesores de resina, contracciones localizadas de polimerización y expansión térmica diferencial entre la resina de la base de la prótesis y los dientes de porcelana.

c. Abrasión y pulido. Las temperaturas suficientemente altas pueden provocar relajación de tensiones en forma de distorsiones. El acabado superficial deberá hacerse por lo tanto con presiones intermitentes.

d. Reparación de la base de la prótesis con una base de la técnica de termocurado.

Las temperaturas que superan los 70 grados centígrados pueden provocar relajación de las tensiones de curado. Las resinas autocuradas reducen considerablemente la posibilidad de distorsiones.

e. Rebarado de la base de una prótesis con resinas termocuradas. Las temperaturas de curado bajas con las que deben emplearse para minimizar la distorsión.

## 3.- Cuarteado.

a. Calentamiento rápido. La alta velocidad de polimerización puede provocar una alta velocidad de contracción. Estos cambios volumétricos se acompañan de altas tensiones internas que pueden producir cuarteaduras particularmente alrededor de los dientes de porcelana.

b. Reparación de la prótesis. El monómero puede actuar como solvente y liberar tensiones internas. Los solventes reducen la tensión molecular entre las cadenas de polímeros y permiten la liberación de tensiones.

c. Separación inadecuada de la superficie resina-yeso. Debe usarse papel estano o un separador de hoja líquida eficiente. La evaporización de agua después del procesamiento pueden causar pequeñas grietas.

## 4.- Fracturas.

a.- Tiempo de curado reducido (insuficiente). Esto trae como resultado una menor resistencia y rigidez.

b. Resinas curadas químicamente. Estas resinas sufren un grado menor de polimerización que los tipos termocurables y tienen menores valores de resistencia.

c. Abrasión y pulido excesivos. El calor puede provocar la degradación de las moléculas de resina o la despolimerización del polimetacrilato de metilo.

## 5.- Alteración del color.

Las resinas curadas en frío tienen tendencia a ser menos estables desde el punto de vista del color que las resinas termocuradas. La estabilidad del color se relaciona con la estabilidad del activador químico (por ejemplo, amina) que queda en la resina.

6.- **Tiempo de trabajo.** El tiempo de trabajo de las resinas curadas en frío es considerablemente más corto que el de las curadas en termocurado. El período plástico puede prolongarse enfriando el pote de mezcla o empleando monómero o polímero refrigerados. Las temperaturas más bajas retardan la solución del polímero en el monómero.

### CEMENTOS DE FOSFATO DE ZINC.

#### 1.- Tiempo de fraguado rápido.

a. **Mezcla a temperatura elevada.** El tiempo de trabajo y de fraguado puede acelerarse con temperaturas elevadas, ya que la reacción del polvo y el ácido son exotérmicas.

b. **Absorción de humedad por el líquido de cemento o contaminación con saliva de la mezcla.** Un aumento en la relación agua-ácido provoca un aumento en la concentración de iones hidrógeno.

c. **Alta relación polvo-líquido.** Una alta concentración de fosfato de zinc puede ser producida con un aumento del polvo utilizado.

#### 2.- Tiempo de fraguado prolongado.

a. **Relación reducida agua/ácido.** Ella resulta de la evaporación.

b. **Agregado lento del polvo al líquido.** Esta técnica disminuye la concentración inicial del fosfato de zinc hidratado así como retarda el comienzo de la cristalización.

c. **Mezcla a temperaturas más bajas.** Las menores temperaturas retardan la reacción química entre el polvo y el líquido del cemento. Las temperaturas que están por debajo del punto de rocío, sin embargo, pueden provocar contaminación con la humedad y traer como resultado un tiempo menor de fraguado menor.

d. **Espatulado excesivo.** Esto retarda el tiempo de fraguado rompiendo los cristales de fosfato a medida que se forman.

e. **Relaciones líquido polvo mayores que las recomendadas por el fabricante.** Esto puede retardar la velocidad de la reacción entre el ácido fosfórico y el polvo del cemento.

#### 3.- Falta de retención.

a. **Espesor de la película.** A medida que disminuye el espesor de la película, las propiedades retentivas del cemento aumentan. El espesor de la película de un cemento mezclado es disminuido por la relación Polvo/líquido. El espesor de la película se relaciona también con el tamaño original de las partículas del producto.

b. **Alta relación polvo-líquido.** La resistencia al cemento y su resistencia a la solubilidad y desintegración pueden aumentarse incorporando la menor cantidad de polvo en el líquido.

### CEMENTOS DE OXIDO DE ZINC-EUGENOL.

#### 1.- Fraguado rápido.

a. **Alta humedad relativa.** La exposición a una atmósfera húmeda durante el almacenamiento provoca absorción de humedad y formación de fosfato de zinc.

b. **Agua o alcohol presentes durante la mezcla.**

c. **Tamaño de la partícula.** Cuanto más pequeña es la partícula, mayor será el área superficial por unidad de volumen y más rápida la reacción de fraguado.



- d. Mayor relación polvo/líquido.
- 2.- Tiempo de fraguado prolongado. Es causado por una temperatura de mezcla más baja.
- 3.- Resistencia.
- a. Relaciones polvo/líquido. La resistencia a la compresión aumenta con el incremento de la relación de polvo a líquido.
- b. Aditivos. El agregado de E.B.A. (ácido ortoestonibenzóico) y resina hidrogenada pueden duplicar la resistencia a la compresión.
- 4.- Solubilidad. Cuando se emplea solo, el E.B.A. aumenta la solubilidad. Cuando se lo utiliza con la resina hidrogenada es aceptable. Se recomienda elegir el producto a base de E.B.A. que contenga resina.

### COLADOS DE ORO.

- 1.- Exactitud.
- a. Relación agua/polvo. Los mayores valores reducen las expansiones a la expansión de fraguado, térmica e higroscópica, produciendo colados más pequeños.
- b. Espatulación. Un aumento de la misma acentúa la expansión de fraguado y da grandes colados.
- c. Temperaturas de eliminación de la cera. Las temperaturas más bajas traen como resultado una menor expansión térmica y colados más pequeños.
- d. Tiempo de inmersión. El retraso trae como resultado una menor expansión higroscópica y colados más pequeños.
- e. Técnica del agua agregada. Cantidades de agua decrecientes que se agregan al revestimiento una menor expansión higroscópica y colados más pequeños.
- f. Baños de agua. Las temperaturas por debajo de los 37 grados centígrados trae como resultado colados más pequeños.
- 2.- Distorsión.
- a. Cera demasiado caliente. Al enfriarse se produce una contracción excesiva.
- b. Cera demasiado fría. El patrón sufre una liberación de tensiones y esto se traduce en un cambio en su forma.
- c. Presión insuficiente durante el encerado. El patrón se distorsiona debido a la contracción térmica.
- d. Revestimiento demorado. Debe revestirse rápidamente para evitar la distorsión del patrón.
- e. Calentamiento del patrón durante la colocación del bebedero. Puede crear distorsiones.
- f. Sobrecalentamiento del colado durante la soldadura. Se distorsionan o se funden los márgenes.
- 3.- Burbujas.
- a. Vacío inadecuado o técnica de pintado insuficiente. El vacío debe ser de por lo menos de 26 pulgadas de mercurio para revestir el vacío

b. *Relación agua/polvo.* Si la mezcla de revestimiento es demasiado espesa no cubrirá completamente al patrón.

c. *Vibración excesiva del aro.* Produce pequeños nódulos.

4.- *Irregularidad superficial.*

a. *Alta relación agua/polvo.* Aumenta la aspereza del molde.

b. *Exceso del agente humectante o contaminación con saliva.* Esto puede formar una película en la superficie del patrón que puede ser reproducida en la superficie del colado. Por lo general, la aspereza se localiza en el exterior y tiene un aspecto tosco.

c. *Calentamiento prolongado o sobrecalentamiento del molde.* El calentamiento prolongado puede hacer que el molde del revestimiento se desintegre, mientras que el sobrecalentamiento puede provocar una reacción entre el revestimiento para colar y la aleación. La aspereza aparece en forma generalizada y es aguda al tacto.

d. *Calentamiento prematuro del revestimiento para colar.* Hay que esperar un mínimo de 45 minutos antes de proceder a la eliminación de la cera.

5.- *Alatas en la superficie o los márgenes.*

a. *Calentamiento prolongado.* Puede producir rajaduras en el revestimiento que se invadieron hacia afuera de la superficie del patrón.

b. *Velocidad del calentamiento excesiva.* Aparecen rajaduras en el revestimiento causadas por el calentamiento no uniforme del revestimiento.

c. *Alta relación agua/polvo.* Produce un revestimiento débil que puede rajarse.

d. *Presión de colada excesiva.* El impacto metálico puede causar la fractura del revestimiento.

6.- *Márgenes cortos y redondeados.*

a. *Revestimiento o aleación demasiado fríos.* La solidificación se termina antes de que se termine de llenar el molde.

b. *Presión de colada.* Presión de colada insuficiente debido al aire atrapado. Esta situación depende de la porosidad u posición del patrón tanto como la porosidad del revestimiento.

c. *Eliminación incompleta de la cera.* Hay carbono residual en las porciones periféricas del patrón.

7.- *Falla de la colada.*

a. *El colado falla parcial o totalmente.* El patrón se ha desprendido del bebedero debido a una vibración excesiva.

b. *Patrón fracturado durante el revestido.*

c. *Aleación de oro demasiado fría durante la colada.*

d. *Eliminación incompleta de la cera.*

e. *Bebedero demasiado pequeño.* La zona del bebedero no solidifica antes de que la aleación llene la o el molde por completo, lo que trae como resultado una inclusión incompleta o colado incompleto.

8.- *Cavidades.*

#### 8.- Cavidades.

- a. Inclusiones de revestimiento, anianto y otros restos llevados hasta el margen por la aleación fundida.

Las cavidades presentan generalmente bordes angulares. Pueden ser redondeados si son el resultado de la inclusión de fundente.

#### 9.- Porosidad interna.

Porosidad por contracción localizada.

- a. Diámetro del bebedero demasiado pequeño. La aleación en esta zona solidifica simultáneamente con el resto del colado o antes. No se permite la entrada de la aleación fundida adicional al molde para compensar la contracción de la solidificación.

- b. La temperatura de la aleación es demasiado baja. Se produce la rápida solidificación de la aleación.

Porosidad subsuperficial.

- a. Bebedero corto y grueso. La rápida entrada de la aleación provoca la formación de una cáscara; la masa de la aleación tracciona, formando porosidades subsuperficiales.

- b. La temperatura de la aleación o del molde es demasiado alta. La primera porción del oro que contacta con el revestimiento solidifica y forma una delgada cascara, la aleación que está por detrás se contrae durante la solidificación y tracciona formando pequeñas porosidades.

Microporosidad.

- a. Temperatura de la aleación o del molde demasiado bajas. Se produce la solidificación demasiado rápida que lo normal, haciendo que se desarrolle una contracción en todo el colado.

#### 10.- Porosidad externa.

Porosidad por presión retrógrada.

- a. Masa de aleación insuficiente. Aire atrapado en la aleación que está solidificándose.

- b. Insuficiente cantidad de vueltas en la máquina de colar. Cuanto más denso es el revestimiento, mayor será la fuerza necesaria para eliminar el gas que está en el interior de la cámara de moldeo.

- c. El patrón está demasiado aleja o del borde del oro. Esta situación se agrava por los revestimientos densos y la baja temperatura de la eliminación de la cera.

### SOLDADURA DE LAS UNIONES DE ORO.

#### 1.- Distorsión.

- a. Distancia incorrecta entre los colados en el revestimiento para soldar. Si las partes a soldar están en contacto (no hay brecha) la expansión térmica resultante durante las maniobras de soldadura forzarán a los colados a separarse. Las brechas grandes también traerán como resultado distorsiones debido a la contracción de la solidificación de la soldadura. Una brecha de aproximadamente 0.13 a 0.25 mm es la recomendable.

- b. Calentamiento prolongado o rápido de los colados revestidos antes de soldarlos.

Esto puede tensionar efectivamente y rajar el revestimiento, lo que trae como resultado un desplazamiento de los colados.

c. Sobreexpansión del revestimiento. Si el revestimiento se pone en contacto durante el fraguado se producirá una expansión higroscópica, debe tenerse cuidado en la elección del revestimiento para soldar que tenga una baja expansión de fraguado para impedir un aumento inteseable del espacio que está entre los colados.

- d. Movimiento de los colados durante la transferencia al revestimiento para soldar.

#### 2.- Formación de cavidades en las juntas soldadas.

a. Calentamiento prolongado o sobrecalentamiento de la soldadura. Esto provoca la oxidación o volatilización de los metales no nobles, y la porosidad superficial.

b. Contaminación con agentes antifundentes (tal como cerus) o con los dedos. Las superficies recubiertas inhiben el flujo de la soldadura y favorecen el sobrecalentamiento.

- c. Sobrecalentamiento con el soplete.

#### 3.- Uniones débiles.

a. Soldadura incorrecta. Se debe a la incapacidad de la soldadura para fluir sobre la superficie colada. El precalentamiento insuficiente puede provocar problemas similares.

b. Superficies contaminadas. El flujo de la soldadura fundida puede verse restringido. Los contaminantes pueden ser eliminados con un detergente seguido con un baño ácido.

c. Contaminación con mercurio o azufre. La contaminación con azufre puede ser el resultado del sobrecalentamiento del material del revestimiento.

d. Porosidad excesiva. Hay una tendencia general a que la porosidad aumente a medida que la distancia de la bracha se acerca a cero. Cuando las superficies están en contacto durante la soldadura, éstas pueden no fluir en el punto de contacto.

#### 4.- Pigmentación y corrosión.

a. Soldadura de bajo quilate. La pigmentación y corrosión de una unión soldada puede ser causada por corrosión electroquímica en la boca del paciente.

b. Superficies con muchas porosidades superficiales en las juntas soldadas. La superficie interna de cada cavidad puede actuar como un ánodo, y la superficie de la restauración como un cátodo.

c. Contaminación con mercurio y azufre. Las diferencias localizadas de composición pueden traer como resultado una acción galvánica.

**31.- VALORES TABULADOS DE PROPIEDADES  
FISICAS Y MECANICAS.**

**DENSIDAD,  $\rho$**

*La densidad es la concentración de materia medida por la masa por unidad de volumen. El peso específico es o de una sustancia es la relación de la densidad de la sustancia con la del agua*

Material	Producto	$\rho$ , g/cm <sup>3</sup>	Rel.
<b>Cementos</b>			
Hidroxiado de calcio	Dycal	1.88	109
Resina combinada	CBA 9080	2.02	109
ZOE modificado con polimero	IRM	2.29*	24
ZOE no modificado		2.61†	24
Fosfato de cinc	Tenacin	2.59‡	24
Resina para protesis. de acrílico		1.19	59
<b>Fluorapatita</b>			
Mineral-Durango, Mexico		3.215	40
<b>Oro</b>		19.3	1
<b>Oro (condensado)</b>			
Hojas		17.22	33
Mate		16.44	33
En polvo	Goldenl	17.36	33
<b>Aleaciones de oro</b>			
Tipo II		16.4	97
40 % Au-Ag-Cu	Forticast	12.55	9
10-15 % Au-Ag-Pd	Paliney N° 4	12.3	7
Porcelana fundida sobre metal	Ceramco O	18.2	6
<b>Mercurio</b>		13.59	1
<b>Aleación de cromo-niquel</b>			
Para coronas y puentes	Howmedica III	7.9	10
Para porcelanas fundidas sobre metal	Ultratek	8	6
<b>Platino</b>		21.45	1
<b>Porcelana leidespatica</b>		2.4	20
<b>Resinas para obturaciones</b>			
Acrílica	Bonfil	1.09	24
Combinada	Adaptic	1.96	24
	Concise	1.77	42
	Improved Filling Porcelain	2.01†	24
<b>Silicato</b>			
Aleación plata-paladio	Albacast	10.6	9
<b>Diente</b>			
Cemento		2.03	44
Dentina (primaria)		2.18	43
Dentina (permanente)		2.14	44
Esmalte (primario)		2.95	43
Esmalte (permanente)		2.97	44
<b>Carbono vitreo</b>		1.47	117
<b>Agua (4°C)</b>		1	1

\* Relacion polvo/liquido 5 g/ml  
 † Relacion polvo/liquido 3 g/ml  
 ‡ Relacion polvo/liquido 2,5 g/ml

**INDICE DE REFRACCION,  $n$**

*El índice de refracción de cualquier sustancia es la relación de la velocidad de la luz en el vacío con su velocidad en esta sustancia. Porque los índices de refracción extraordinarios se designan como  $n_e$ ,  $n_o$  respectivamente.*

Material	$n_e$	$n_o$	Rel
Fluorapatita, sintetica	1.630	1.633	103
Hidroxiapatita, sintetica	1.643	1.649	104
Estructura dentaria, esmalte		1.655	105
Agua		1.333	1

PRESION DE VAPOR, p

La presión de vapor es la presión ejercida cuando un sólido o un líquido están en equilibrio con su propio vapor.

Material	p. mm de Hg	Temp. °C	Ref.
Mercurio	0,0014	22	1
	0,0052	38	1
	0,27	100	1
Mercurio (amalg. dental)	10 <sup>-2</sup>	37	108
Monómero (res. p/coronas y puentes)			
Metacrilato de metilo	125	50	72
	760	100	72
Dimetacrilato de etilenglicol	8	100	72
Dimetacrilato de 1,3-butilenglicol	1	100	72
Dimetacrilato de trietilenglicol	0,01	100	72
Agua	19,8	22	1
	47,1	37	1

VISCOSIDAD, η

La viscosidad se define como la resistencia de una substancia a fluir bajo una tensión. Las unidades son g/ (cm. segundo) o poise. Un centipoise (cpl) es igual a 10<sup>-2</sup> poise.

Material	η, Cp	Temp. °C	Ref.	
Cementos				
	Fosfato de cinc	43.200*	18	119
	94.700*	25	119	
Poliacrilato de cinc	101.000*	18	119	
	108.800*	25	119	
Materiales para impresión				
	Agar	281.000	45	99
	Alginato	252.000†	37	118
	Yeso para impresión	23.800‡	37	118
	Mercaptano liviano	108.000‡	36	99
		57.200†	37	118
	Mercaptano pesado	1.380.000‡	36	99
	Silicona para jarraja	63.400‡	36	99
		95.000†	37	118
	Silicona regular	420.000‡	36	99
	Óxido de cinc-eugenol	99.800†	37	118
	Mercurio	1.554	20	1
	Agua	1.000	20	1

\* Medida a los 45 segundos después de haber terminado la mezcla.  
† Medida a los 1,5 minutos del comienzo de la mezcla.  
‡ Medida a los 2 minutos del comienzo de la mezcla.

## SOLUBILIDAD Y DESINTEGRACION EN AGUA

La solubilidad y la desintegración se miden suspendiendo dos discos de 30mm de diámetro, que representan aproximadamente 1,260 mm cuadrados de superficie expuesta durante 24 horas en agua destilada a 37 grados centígrados.

Material	Producto	% de masa perdida	Ref.	mg/cm <sup>2</sup>	Ref.
Cementos (consistencia de base)					
Zoe modificado con polímero	B & T	0,06*	76		
Cementos (consistencia para cementar)					
Resina combinada	CBA 9080	0,13†	17	0,068†	17
OZE EBA-alúmina		0,05*	79		
OZE modificado con polímero	Fynal	0,08*	76		
OZE sin modificar	Temporary Cement	0,10*	79	0,39*	74
Hidrofostato de cinc	New Calmix	0,4*	75		
Fosfato de cinc	Flecks Cement	0,2*	75	0,82‡	77
Poliacrilato de cinc	Durelon	<0,04*	78	0,81‡	77
Silicofostato de cinc	Kryplex Improved	1 §	82		
Resinas para obturaciones					
Acrílicas	Sevrtion			0,23**	42
Combinadas	Adaptic			<0,01**	42
Silicatos	New Improved Filling Porcelain			2,09*	74
Selladores de puntos y fisuras					
Iniciados por aminas	9075			0,2‡	115
Iniciados por luz ultravioleta	Nuva-Seal			0,5‡	115

\* Guardado durante 1 día.  
 † Guardado durante 20 días.  
 ‡ Guardado durante 5 días.  
 § Guardado durante 7 días.  
 \*\* Guardado durante 14 días.

## SORCIÓN ACUOSA.

La sorción acuosa de un material representa la cantidad de agua absorbida sobre la superficie y absorbida en el cuerpo del material. Un método de prueba es el descrito por la especificación número 12 de la Asociación Dental Americana.

Material	Producto	mg/cm <sup>2</sup>	Ref.
Resinas para prótesis			
Acrílico	Hy-Pro Lucitone	0,60*	45
Poliestireno	Jectron	0,35*	45
Polivinil acrílico	Luxene 44	0,26*	45
Resinas para obturaciones			
Acrílicas	Sevrtion	2,08‡	42
Combinadas	Adaptic	0,85‡	42
Selladores de puntos y fisuras			
Iniciados por aminas	9075	1,8†	115
Iniciados con luz ultravioleta	Nuva-Seal	0,9†	115

\* Guardado durante 1 día.  
 † Guardado durante 7 días.  
 ‡ Guardado durante 14 días.

### TEMPERATURAS Y RANGOS DE FUSIÓN.

La temperatura a la que un elemento único o un compuesto se transforma de sólido a líquido, es la temperatura de fusión. Los materiales compuestos por mezclas o aleaciones generalmente no se funden a una temperatura dada sino que poseen un rango de temperaturas de fusión. La temperatura inferior de este rango es la temperatura de sólidos, por debajo de la cual el material está sólido. La temperatura más alta es la de líquidos, por encima de la cual el material está líquido. Dentro del rango de fusión, están presentes tanto una fase sólida como una fase líquida.

Material	Producto	°F	°C	Ref.
<b>Aleaciones de oro</b>				
Tipo I	Nay-Oro A	1.825-1.900	998-1.038	7
Tipo II	Nay-Oro A-1	1.850-1.775	899-968	7
Tipo III	Nay-Oro B-2	1.830-1.775	899-968	7
Tipo IV	Nay-Oro G-3	1.830-1.740	888-949	7
40 % Au-Ag-Cu	Forticast	1.800*	982*	9
10-15 % Au-Ag-Pd	Paliney N° 4	1.670-1.810	910-988	7
<b>Aleación de níquel-cromo</b>				
Para coronas y puentes	Howmedica III	2.600*	1.427*	10
<b>Metales puros</b>				
Cobre		1.981	1.083	66
Oro		1.945	1.063	66
Níquel		2.849	1.454	66
Paladio		2.829	1.554	66
Platino		3.224	1.774	66
Plata		1.781	960	66
Cinc		787	420	66
Aleación plata-paladio	Albecast	2.150*	1.177*	9
<b>Ceras</b>				
Cera de abejas	Ross Co.	93-158	34-70	68
Carnauba	Ross Co.	127-188	53-67	68
Cera para patrones	Kerr blue hard	122-176	50-80	68
Parafina	Ross Co.	111-140	44-60	68

\* Temperatura de vaciado.

### CALOR DE FUSIÓN.

El calor de fusión es la cantidad de calorías que se requieren para convertir un gramo de un material del estado sólido al estado líquido a la temperatura de fusión. La ecuación para el cálculo del calor de fusión es  $L$  es igual a  $Q/m$ , donde  $Q$  es el calor total absorbido y  $m$  es la masa de la substancia.

Material	Producto	L. cal/g	Temp., °C	Ref.
Cromo		75.6	1.550	69
Cobre		48.9	1.083	69
Oro		15.4	1.063	69
Gutapercha (pura)		45.2	74	111
Hielo		79.7	0	1
Mercurio		2.78	-38.9	69
Níquel		71.6	1.455	69
Paladio		38.6	1.554	69
Platino		24.1	1.774	69
Plata		25	960	69
<b>Ceras</b>				
Cera de abejas	Ross Co.	42.8	62.8	67
Carnauba	Ross Co.	45.5	82.8	67
Cera para patrones	Kerr blue hard	45.9	60	67
Parafina	Ross Co.	42.4	52	67



### CALOR DE REACCIÓN, $\Delta H$

El calor de reacción representa la diferencia de entalpía de los productos de reacción y de los reactivos a presión constante y a una temperatura definida, con cada sustancia en un estado físico definido. Si se libera calor en la reacción, se dice que el proceso es exotérmico, y  $\Delta H$  es un número negativo. Si se absorbe calor, el proceso es endotérmico y  $\Delta H$  es un número positivo.

Material	Reacción	$\Delta H$ , Kcal/g-mol	Ref.
Resina acrílica para base de dentadura	$n \begin{array}{c} \text{CH}_3 \\   \\ \text{CH}_2 = \text{C} \\   \\ \text{C} = \text{O} \\   \\ \text{O} \\   \\ \text{CH}_3 \end{array} \rightarrow + \begin{array}{c} \text{CH}_3 \\   \\ \text{CH}_2 - \text{C} \\   \\ \text{C} = \text{O} \\   \\ \text{O} \\   \\ \text{CH}_3 \end{array}$	-13.9	88
Yeso	$\text{CaSO}_4 \cdot 1/2 \text{H}_2\text{O} + 1 1/2 \text{H}_2\text{O} \rightarrow \text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$	-3.9	87

### CALOR ESPECÍFICO, $C_p$

El calor específico de una sustancia es la cantidad de calor que se necesita para elevar la temperatura de una unidad de masa de la sustancia en un grado centígrado. Generalmente se elige el agua como sustancia patrón y un gramo como masa estándar.

Material	Producto	$C_p$ , cal/(g °C)	Ref.
Cementos			
OZE modificado con polímero	IRM	0.178	24
OZE no modificado		0.138	24
Fosfato de zinc	Tenacin	0.122	24
Mercurio	Grado reactivo	0.036	24
Resinas para obturaciones			
Acrílicas	Bonfil	0.280	24
Combinadas	Adaptic	0.197	24
Silicatos	Improved Filled Porcelain	0.167	24
Estructura dentaria			
Dentina		0.28	14
Esmalte		0.38	41
Carbono vítreo		0.18	14
Agua		0.30	117
Óxido de zinc	USP	1	1
		0.095	24

### CONDUCTIVIDAD TÉRMICA, K

La conductividad térmica de una sustancia es la cantidad de calor en Cal/seg que pasan a través de un cuerpo de un cm de espesor y una sección transversal de un cm cuadrado cuando la diferencia de temperatura entre el lado caliente y el frío de un cuerpo es de un grado centígrado.

Material	Producto	K, Mcal/seg (cm <sup>2</sup> ) (°C/cm)	Ref.
Amalgama		54	13
Alúmina (recristalizada)		30,7	20
<b>Cementos</b>			
Hidróxido de calcio	Dycal	1,11	109
Resina compuesta	CBA 9080	1,83	109
OZE modificado con polímero	IRM	1,13	24
OZE no modificado		1,40	24
Fosfato de cinc (consistencia para cementar)	Tenacin	2,5	13
Fosfato de cinc (consistencia de base)	Tenacin	3,1	13
<b>Resinas para bases de prótesis</b>			
Acrílica		0,37	82
Poliestireno		0,22	82
Porcelana (feldespática)		2,39	20
<b>Resinas para obturaciones</b>			
Acrílica	Bonfil	0,30	24
Combinada	Adaptic	2,61	24
		3,27	109
Silicato	Improved Filling Porcelain	1,78-1,86	13
<b>Estructura dentaria</b>			
Dentina		1,36	41
Esmalte		2,23	41
Carbono vítreo		15	117
Agua		1,50	1

### INFUSIBILIDAD TÉRMICA, A

La difusibilidad térmica es la medición del flujo calórico y transitorio y se define como la conductividad térmica dividida por el producto del calor específico por la densidad.

Material	Producto	A, mm <sup>2</sup> /seg	Ref.
<b>Cementos</b>			
OZE modificado con polímero	IRM	0,276*	24
OZE no modificado		0,399†	24
Fosfato de cinc	Tenacin	0,290‡	24
<b>Materiales para impresión</b>			
Compuesto para impresiones	Kerr	0,226	34
<b>Resinas para obturaciones</b>			
Acrílica	Bonfil	0,123	24
Combinada	Adaptic	0,675	24
Silicatos	Improved Filling Porcelain	0,243	24
<b>Estructura dentaria</b>			
Dentina		0,183	41
Esmalte		0,469	41

\* Relación P/L. 5 g/ml.  
† Relación P/L. 3 g/ml.  
‡ Relación P/L. 2,5 g/ml

## COEFICIENTE DE EXPANSION TERMICA LINEAL

*El coeficiente de expansión térmica lineal es el cambio de longitud por unidad de longitud del material para un cambio de temperatura de un grado centígrado.*

Material	Producto	$\alpha$ , ( $^{\circ}\text{C}^{-1}$ ) $\times 10^{-6}$	Rango de Temp. $^{\circ}\text{C}$	Ref.
Alúmina (recristalizada)		6,2	0-200	20
Amalgama		22,1-28	20-50	66
Cemento				
OZE sin modificar		35	25-60	91
Resina para base de prótesis				
Acrílico		76	5-37	59
Poliestireno	Luxene 44	69,2	20-37	46
Polivinil acrílico	Jectron	67,3	20-37	46
Oro		14,4	20-50	66
Gutapercha		54,9	23-38	114
Materiales para impresión				
Mercaptano regular	Permiastic	140	22-37	26
Silicona	Lastic 55	210	22-37	26
Mercurio		60,6	20-50	66
Platino		9	20-50	66
Porcelana (feldespática)		6,4-7,8	0-200	20
Resinas para obturaciones				
Acrílica	Sevrtton	92	24-88	42
Combinada	Adaptic	39,4	24-88	42
Silicato		7,6	20-50	66
Plata		19,2	20-50	66
Estructura dentaria				
Corona		11,4	20-50	66
Raíz		8,3	20-50	66
Carbono vítreo		2,2	0-100	117
Cera				
Ceras para patrones	Azul dura Kerr	320	22-37	29
	Azul regular Kerr	260	22-37	29

## ÁNGULO DE CONTACTO.

*El ángulo de contacto entre un líquido y un sólido es la medición de la tendencia del líquido a extenderse o mojar la superficie sólida. Cuanto más bajo sea el ángulo de contacto, mayor será la tendencia del líquido a mojar el sólido, hasta que lo moja por completo en un ángulo de cero grado.*

Material	Producto	Fase líquida	$\theta$ , Grados*	Ref.
Amalgama	New True Dentalloy	Agua	77	58
Resina para base				
Acrílico		Alcohol	0	57
		Saliva	73	57
		Agua	75	57
Poliestireno		Saliva	79	50
		Agua	86	50
Acrílico (modificado)	Hydrocryn	Agua	78	112
Vidrio		Agua	14	58
Aleaciones de oro				
Porcelana fundida sobre metal	Ceramco N° 1	Porcelana	40†	56
Poli tetrafluoroetileno	Teflon	Agua	110	58
Resinas para obturaciones				
Acrílico	Bonfil	Agua	38	58
Combinada	Adden	Agua	51	58
Silicato	Improved Filling Porcelain	Agua	12	58
Cera, parafina		Agua	109	50

\* Medida en el aire  
† Medida a 1,038°C.

### TENSION SUPERFICIAL, $\gamma$

La tensión superficial es la energía libre de la superficie de un líquido y se define como la fuerza que actúa en la superficie de un líquido en ángulo recto a con cualquier línea que tenga un centímetro de longitud.

Material	Producto	$\gamma$ , dinas/cm	Temp., °C	Ref.
Sangre		55.5-61.2		85
Mercurio		483.5	25	49
Porcelana	Cerámico Undercoat A	366	1 038	47
Saliva		53	37	48
Agua		72.3	25	50

### TENSION SUPERFICIAL CRITICA, $\gamma_c$

La tensión superficial crítica es la tensión superficial de un líquido que se separa completamente un sólido duro.

Material	Producto	$\gamma_c$ , dinas/cm	Ref.
Amalgama	Argos Alloy	48.1	52
Vidrio	Pyrex	170	71
Oro	Al Adometal	57.4	52
Parafina		22-26	71
Poliéstero		31-33	71
Polimetacrilato de metilo		39	71
Poliestireno		33-43	71
Poliésteroetileno	Teflon	18	71
Estructura dentaria, esmalte		38.5-40*	51
		31.5†	51

\* 23°C, 50 % de humedad relativa.  
† 37°C, 100 % de humedad relativa.

### COEFICIENTE DE PENETRACION, CP

Definición: Velocidad de penetración de un líquido en un espacio capilar. Las unidades son cm / seg.  $CP = \frac{\gamma \times \cos \theta}{2\eta}$

donde  $\gamma$  es la tensión superficial del líquido,  $\eta$  es la viscosidad.  $\theta$  es el ángulo de contacto.

Definición: velocidad de penetración de un líquido en un espacio capilar. Las unidades son cm/seg.

$$CP = \frac{\gamma \times \cos \theta}{2\eta}$$

donde  $\gamma$  es la tensión superficial del líquido,  $\eta$  es la viscosidad y  $\theta$  es el ángulo de contacto.

Material	Producto	CP	Ref.
Selladores de puntos y fisuras	Dalton	8.8	121
	Concise Enamel Bond	4.5	121
	Nuva-Seal	2.9-3.6	121
Glassadores	Adaptic Glaze	0.57	121
	Adaptic Bonding Agent	11.5	121
Agentes adhesivos	Orthomix IIS	2.5	122
	Bracket Bond	2.4	122
Cementos adhesivos para ortodoncia	Bond Eze	0.57	122
	Auto Tach	0.084	122
	Solo Tach	0.047	122
	Lee Bond (Primer)	49.5	122
	Endur (Sealant)	16	122
	Bond Eze LC (Sealant)	15	122

### ENERGIA LIBRE SUPERFICIAL, $\gamma_s$

La energía libre superficial se define como el trabajo requerido para aumentar el área de una sustancia en un centímetro cuadrado.

Material	Producto	$\gamma_s$ , erg/cm <sup>2</sup>	Ref
Parafina		25	71
Poliétileno		33.5	71
Poliacrilato de metilo		36.5	71
Poliestireno		38	71
Poli tetrafluoroetileno	Teflon	24	71

### POTENCIAL ZETA,

Una partícula cargada suspendida en una solución electrolítica atrae iones de carga opuesta a aquellos de una superficie, en la que forman la capa de Stern. Para mantener el equilibrio eléctrico del líquido en que están suspendidos, son atraídos a la capa de Stern iones de carga opuesta. El potencial de superficie de esa parte de esta doble capa difusa de iones que pueden moverse con la partícula cuando se la somete a un gradiente de potencial se denomina potencial Zeta.

Material	$\zeta$ , mV	Ref.
Hidroxiapatita sintética	-10.9 a -9	107, 123
Estructura dentaria		
Tártaro	-15.3†	106
Cemento expuesto	-6.96†	106
Cemento no expuesto	-9.34†	106
Dentina	-6.23†	106
Esmalte	-9.04 a -10.3†	106

\* Medido a 25°C en un sólido; relación de solución de 0,1.  
 † Medida a 30°C en solución salina equilibrada de Hank's.

### COEFICIENTE DE FRICCIÓN,

El coeficiente de fricción se define como la relación de la fuerza tangencial a la carga normal durante un proceso de deslizamiento.

Pares de materiales	Seca	$\mu$	Húmeda	Ref
Amalgama sobre				
Amalgama	0.19-0.35			95
Esmalte bovino			0.12-0.26	95
Resina compuesta			0.10-0.18	95
Aleación de oro			0.10-0.35	95
Porcelana	0.06-0.12		0.07-0.15	95
Esmalte bovino sobre				
Resina acrílica	0.19-0.65			95
Amalgama	0.18-0.22			95
Dentina bovina	0.35-0.40		0.45-0.55	95
Esmalte bovino	0.22-0.60		0.50-0.60	95
Aleación cromo-níquel	0.10-0.12			95
Oro	0.12-0.20			95
Porcelana	0.10-0.12		0.50-0.80	95
Resina combinada sobre				
Amalgama	0.13-0.25		0.22-0.34	95
Esmalte bovino			0.30-0.75	95
Aleación de oro sobre				
Acrílico	0.6-0.8			95
Amalgama	0.15-0.25			95
Aleación de oro	0.2-0.6			95
Porcelana	0.22-0.25		0.16-0.17	95
Materiales para dientes artificiales				
Acrílico sobre acrílico	0.21		0.37	94
Acrílico sobre porcelana	0.23		0.30	94
Porcelana sobre acrílico	0.34		0.32	94
Porcelana sobre porcelana	0.14		0.51	94

LÍMITE PROPORCIONAL, L.P.

El límite proporcional se define como la tensión máxima que soportará un material sin desviarse de la ley de proporcionalidad de las tensiones y las deformaciones, si menos que se indique otra cosa los valores corresponden a valores traccionales.

Material	Producto	K lbs/pulgada <sup>2</sup>	L. P. MN/m <sup>2</sup>	Ref.
<b>Resinas para coronas y puentes</b>				
Acrílico	Biolone	6.9*	47.6*	23
Polideter	Mer-Don 7	4.95*	34.1*	23
Vinilacrilico	Luxene	8.12*	58*	23
<b>Materiales para duplicar</b>				
Agar	Nobiloid	0.051†	0.35†	60
<b>Aleaciones de oro</b>				
Tipo I	Ney-Oro A	10	69	7
Tipo II	Ney-Oro A-1	27.5	190	7
Tipo III, blanda	Ney-oro B-2	32	221	7
Tipo III, dura		38	262	7
Tipo IV, blanda	Ney-Oro G-3	41.5	286	7
Tipo IV, dura		83	572	7
10-15 % Au-Ag-Pd, blanda	Paliney N° 4	63.5	438	7
10-15 % Au-Ag-Pd, dura		84.5	583	7
Porcelana fundida sobre metal	Ceramco "O"	60.8	419	6
<b>Materiales para impresión</b>				
Agar	Surgident	0.095†	0.66†	60
<b>Aleación de cromo-niquel</b>				
Para coronas y puentes	Howmedica III	28	193	110
Porcelana fundida sobre metal	Ultratek	79	545	6
<b>Silicato</b>				
	Improved Filling Porcelana	19.6‡	135‡	4
<b>Estructura dentaria</b>				
Dentina		24.2§	167§	4
Esmalte (cuspide)		51.2§	353§	4
<b>Cera</b>				
Cera para patron	Azul dura de Kerr	0.501**	3.46**	30
	Azul regular de Kerr	0.634**	4.37**	30

\* Probada a la compresión, velocidad de la cabeza 0.05 cm/minuto.  
 † Probada a la compresión, velocidad de la cabeza 25 cm/minuto.  
 ‡ Probada a la compresión, velocidad de la cabeza 0.04 cm/minuto.  
 § Probada a la compresión.  
 \*\* Probada a la compresión, velocidad de la cabeza 0.50 cm/minuto.

RESISTENCIA A LA FLUENCIA, R.F.

La resistencia a la fluencia se define como la tensión a la que un material presenta una desviación especificada de la proporcionalidad entre tensiones y deformaciones. La cantidad de deformación permanente seleccionada en forma arbitraria es conveniente de 0.1 por ciento.

Material	Producto	K lbs/pulgada <sup>2</sup>	RF MN/m <sup>2</sup>	Ref.
<b>Aleación de cromo-cobalto</b>				
Prótesis parcial	Vitalium	93.4	644	61
<b>Aleación de oro</b>				
40 % Au-Ag-Cu, blanda	Forticast	55	378	9
40 % Au-Ag-Cu, dura		107	738	9
<b>Gutapercha</b>				
	Indian Head	1.70	11.7	28
	Mynol	1.20	8.28	28
<b>Aleación de hierro-cromo</b>				
Prótesis parcial	Dentium P-D	94.4	651	61
<b>Aleación de cromo-niquel</b>				
Coronas y puentes	Howmedica III	52	359	110
Prótesis parcial	Ticonium 100	103	710	8
<b>Resinas para obturación</b>				
Acrílica	Sevriton	7.50	51.7	42
Combinada	Adaptic	23.4	161	42
<b>Aleación de plata-paladio</b>				
Para coronas y puentes, blanda	Albacast	38	262	9
Para coronas y puentes, dura		47	324	9

## RESISTENCIA TRACCIONAL FINAL.

La resistencia traccional final se define como la tensión máxima que puede soportar un material antes de romperse por tracción. A menos que se indique de otra manera los valores fueron determinados por una prueba de extensión.

Material	Producto	K lbs/pulgada <sup>2</sup>	R.T.F.	MN/m <sup>2</sup>	Rel
Alúmina (recristalizada)		17.2*		119*	20
Amaigama (7 días)					
Dispersa	Dispersalloy	6.94*		47.9*	53
Fresada	New True Dentalloy	7.93*		54.7*	53
Cementos (consistencia para base, 24 horas)					
OZE modificado con polímero	B & T	0.500*		3.54*	2
Fosfato de cinc		1.20*		8.3*	2
Poliacrilato de cinc		2.25*		15.5*	2
Cementos (consistencia para cementar, 24 horas)					
Resina combinada	CBA 9080	5.50*		37.9*	17
OZE EBA-alúmina	Opotow	1.03*		7.12*	2
Óxido de cinc eugenol	Noganol	0.157*		1.08*	2
OZE modificado con polímero	Fynal	0.603*		4.16*	2
Fosfato de cinc	Zinc Cement Improved	1.17*		8.1*	2
Poliacrilato de cinc	Durston	1.83*		12.6*	2
Cementos (recubrimientos, 24 horas)					
Hidróxido de calcio	Dycal	0.139*		0.98*	2
OZE no modificado	Cavitec	0.062*		0.43*	2
Aleaciones de cromo-cobalto					
Prótesis parciales	Vitalium	126		869	61
Materiales para rebasados (resistentes)		0.17-0.56		1.2-3.9	15
Resinas para prótesis					
Acrílicas	Kalodont 333	11.6†		80.4†	90
Polivinil acrílicas	Luxene T75	12.2†		84.3†	90
Oro (línea 999.9)	Wilkinson Co.	15.6		108	98
Oro (condensado)					
Hojas		7.35		50.7	33
Mata		3.60		24.8	33
Polvo	Goldent	6.76		46.6	33
Aleaciones de oro					
Tipo I	Ney-Oro A	32		221	7
Tipo II	Ney-Oro A-1	55		379	7
Tipo III, ablandada	Ney-Oro B-2	61		421	7
Tipo III, endurecida	Ney-Oro B-2	65		448	7
Tipo IV, ablandada	Ney-Oro G-3	68		469	7
Tipo IV, endurecida	Ney-Oro G-3	110		759	7
40 % oro-plata-paladio, ablandada	Forticast	81.5		562	9
40 % oro-plata-paladio, endurecida	Forticast	129		890	9
10-15 % oro-plata-paladio, ablandada	Paliney Nº 4	81		559	7
10-15 % oro-plata-paladio, endurecida	Paliney Nº 4	106		731	7
Porcelana fundida sobre metal	Ceramco "D"	73		503	6
Gutapercha	Indian Head	2.80		19.3	28
	Mynol	2.40		16.6	28
Yeso (seco)					
Yeso piedra mejorado	Velmix	1.11*		7.66*	31
Yeso taller	Calaper	0.600*		4.14*	31
Yeso piedra	Calstone	0.620*		5.66*	31
Materiales para impresión					
Alginato	Krompan	0.034†		0.24†	81
Aleación de hierro-cromo					
Coronas y puentes	Dentilium C-B	134		924	61
Prótesis parciales	Dentilium P-D	122		841	61

RESISTENCIA TRACCIONAL FINAL, R.T.F. (continuación)

Material	Producto	K lbs/pulgada <sup>2</sup>	R.T.F.	MN/m <sup>2</sup>	Rel
<b>Materiales maxilofaciales</b>					
Cloruro de polivinilo	Sartomer	1.03§		7.10§	16
Goma de silicona	Silastic 382	0.420§		2.90§	16
	Silastic 399	0.170§		1.20§	16
<b>Materiales para protectores bucales</b>					
Poliacetato de vinilo-polietileno	Proform	0.766**		5.28**	37
	Sta-guard	0.454**		3.13**	37
<b>Selladores de puntos y fisuras</b>					
Iniciados por aminas	9075	2.4*		17*	115
Iniciados por luz ultravioleta	Nuva-Seal	3.8*		26*	115
<b>Aleación de níquel-cromo</b>					
Coronas y puentes	Howmedica III	61		421	110
Prótesis parciales	Ticonum 100	117		807	8
Porcelana fundida sobre metal	UNratek	133		917	6
<b>Porcelana</b>					
Feldespática	Trubyte Bioform 2100	3.60		24.8	22
Fundida sobre metal	Ceramco Opaque	5.40		37.2	22
<b>Resinas para obturaciones</b>					
Acrílicas	Sevriton	3.30*		22.8*	42
Combinadas	Adaptic	6.60*		45.5*	42
Silicato		0.630		4.34	92
<b>Aleaciones de plata-paladio</b>					
Ablandadas		63		434	9
Endurecidas		68		469	9
<b>Estructura dentaria</b>					
Dentina (bovina)		8.50††		58.6††	92
Dentina (humana)		6††		41.4††	64
		7.50††		51.7††	92
Esmalte (bovino)		3††		20.7††	92
Esmalte (humano)		1.50††		10.3††	92

\* Valores determinados por la prueba de compresión diametral.  
† Velocidad de la cabeza, 5 cm/minuto.  
‡ Velocidad de la cabeza, 50 cm/minuto.  
§ Velocidad de la cabeza, 2 cm/minuto.  
\*\* Velocidad de la cabeza, 25 cm/minuto.  
†† Velocidad de la cabeza, 0.005 cm/minuto.  
‡‡ Velocidad de la cabeza, 0.02 cm/minuto.



## RESISTENCIA A LA COMPRESION FINAL.

La resistencia compresiva final se define como la tensión máxima que puede soportar un material antes de fracturarse a la compresión. Se determina dividiendo la carga máxima a la compresión por el área de la sección transversal original de las probetas.

Material	Producto	K lbs/pulgada <sup>2</sup>	C	MN/m <sup>2</sup>	Ref.
Alumina (recristalizada)		316		2 180	20
Amalgama (24 horas)					
Dispersa	Dispersalloy	61.3*		423*	3
Lamadura	New True Dentalloy	46.1*		318*	3
Esterica	Caulk Sphencal	53.2*		367*	3
Cementos (consistencia para base 24 horas)					
OZE modificado con polímero	B & T	5.52*		38.1*	2
Fosfato de cinc	Zinc Cement Improved	23.3*		161*	2
Poliacrilato de cinc	Durelon	11.5*		79.6*	2
Cementos (consistencia para cementar, 24 horas)					
Resina combinada	CBA 9080	32†		221†	17
OZE EBA-alumina	Opotow	9.32*		64.3*	2
Óxido de cinc eugenol	Nogenol	0.587*		4.05*	2
OZE modificado con polímero	Fynal	7.31*		50.4*	2
OZE no modificado	Temporary Cement	1.20*		8.28*	74
Hidrofosfato de cinc	New Calmix	9.56†		66†	75
Fosfato de cinc	Zinc Cement Improved	17*		117*	2
Poliacrilato de cinc	Durelon	10.2*		70*	2
Silicofosfato de cinc	Kryptex Improved	24.8		171	62
Cementos (recubrimientos, 24 horas)					
Hidróxido de calcio	Dycal	1.21*		8.34*	2
OZE no modificado	Cavtec	0.798*		5.50*	2
Resinas para coronas y puentes					
Acrílico	Biotone	11.8†		81.4†	23
Polidéster	Mar-Don 7	8.65†		59.6†	23
Acrílico polivinílico	Luxene	12†		82.8†	23
Selladores de puntos y fisuras					
Iniciados con aminas	9075	19		131	115
Iniciados con luz ultravioleta	Nuva-Seal	15		107	115
Material para duplicar					
Agar	Nobilon	0.052‡		0.36‡	60
Yeso (secado)					
Yeso piedra mejorado	Velmix	11.7§		80.7§	31
Yeso taller	Calspar	3.40§		23.4§	31
Yeso piedra	Calstone	8.70§		60§	31
Materiales para impresión					
Agar	Surgident	0.11‡		0.76‡	60
Alginato (6 minutos)	Jettrate	0.12‡		0.82‡	27
Mercaptano (8 minutos)	Rubberjet	0.28‡		1.93‡	27
Porcelana					
Fosfórica	Trubyte Bioform 2100	21.6**		149**	22
Fundida sobre metal	Ceramco Opaque	21.7**		150**	22
Resinas para obturaciones					
Acrílicas	Sevriton	10.4†		71.7†	42
Combinadas	Adaptic	34.4†		237†	42
Silicatos	Improved Filing Porcelain	27*		186*	74
Estructura dentaria					
Dentina		43.1		297	5
Esmalte (cuspide)		55.7		384	4
Carbono vítreo		100		690	117
Ceras					
Ceras para patrones	Kerr, dura azul	0.94†		6.48†	30
	Kerr, regular azul	1.13†		7.79†	30

- \* Velocidad del cabezal. 0.02 cm/minuto
- † Velocidad del cabezal. 0.05 cm/minuto
- ‡ Velocidad del cabezal. 25 cm/minuto
- § Velocidad del cabezal. 0.15 cm/minuto
- \*\* Velocidad del cabezal. 0.12 cm/minuto

## RESISTENCIA AL CORTE, S

La resistencia al corte se define como la tensión máxima que puede soportar un material antes de fracturarse al corte. El cálculo de la resistencia depende del método de prueba.

Material	Producto	K lbs/pulgada <sup>2</sup>	S*	MN/m <sup>2</sup>	Ref
Amalgama	New True Dentalloy	27.3		188	93
Cementos (consistencia para base)					
OZE modificado con polímero	B & T	1.85		12.7	76
Cementos (consistencia para cementar)					
OZE modificado con polímero	Fynal	1.85		12.7	76
OZE no modificado		0.80		4.1	91
Fosfato de cinc		1.90		13.1	91
Resinas para prótesis					
Acricas	Kalodent	17.8		122	93
Porcelana	Ceramco Opaque	16		111	125
	Vita Aluminous	21		147	125
Estructura dentaria					
Dentina		20		138	93
Esmalte		13.1		90.2	33

\* Ensayado por la técnica del sacabocado.

## RESISTENCIA TRANSVERSAL, T

La resistencia transversal o módulo de ruptura se obtiene apoyando una barra o una probeta en ambos extremos y cargándola en su centro.

Material	Producto	K lbs/pulgada <sup>2</sup>	T	MN/m <sup>2</sup>	Ref.
Alúmina (recristalizada)		55		379	20
Amalgama (7 días)					
Dispersa	Dispersalloy	13.2		91	53
Lamadura	New True Dentalloy	18		124	53
Resinas para prótesis					
Acricas	Vernonite	12.8 lb*		56.9 N*	46
Poliestireno	Jectron	17.6 lb*		78.4 N*	46
Polivinil acrílico	Luxene 44	18.1 lb*		71.6 N*	46
Oro (condensado)					
Hojas	Morgan, Hastings & Co.	42.3		292	32
Mala	Williams	23		159	32
En polvo	Goldent	23.6		163	32
Yeso					
Yeso piedra mejorado	Velmix	2.40		16.6	83
Revestimientos					
De silicato de etilo, 23-1.000°C	Hartex	0.071		0.49	84
Aglutinado con yeso, 23°C	Kerr Model	0.355		2.45	84
600°C	Kerr Model	0.014		0.10	84
Aglutinado con fosfato, 23°C		0.384		2.65	84
1.000°C		1.10		7.64	84
Porcelana					
Aluminosa, húmeda	Vitadur-S	16.2		11.2	19
Feldespatica, húmeda	Trubyte Bioform VF	9.40		6.48	19
Resinas para obturaciones					
Acricas	Sevriton	11.3		77.9	35
Combinada	Adaptic	20.2		139	35
Carbono vítreo		22		152	117

\* Carga de fractura cuando se ensaya según la especificación N° 12 de la ADA.

### RESISTENCIA AL DESGARRAMIENTO.

La resistencia al desgarramiento es la medida de la resistencia de un material a las fuerzas que tienden a desgarrarlo. La resistencia al desgarramiento de una probeta con una escotadura se calcula dividiendo la carga máxima por el espesor de la probeta. En la especificación número 20 de la Asociación Dental Americana se describe una probeta adecuada para la medición de la resistencia al desgarramiento.

Material	Producto	Resistencia al desgarramiento*		Ref.
		LBS/pulgada	Kg/cm	
Materiales para rebasados (resilientes)		15-260	2.68-46.4	15
Materiales para duplicar				
Agar	Noblioid	1.3	0.232	60
Materiales para impresión				
Agar, cubeta	Surgident	5.68	1.01	27
Alginato	Jeltrate	2.7	0.482	27
Mercaptano	Rubberjet	23	4.11	27
Protectores bucales				
Acetato de polivinilo-polietileno	Proform	1.110	198	37
	Sta-Guard	659	118	37

\* Velocidad del cabezal. 25 cm/minuto.

### ENERGIA DE DESGARRAMIENTO.

La energía de desgarramiento es una medida de la energía por unidad de área de una superficie recién desgarrada y se calcula por la carga requerida para propagar un desgarramiento en una probeta en forma de pantalón.

Material	Producto	Merg/cm <sup>2</sup>	Ref.
Materiales para impresión			
Alginato	Tissulex	0.4	98
		0.066	18
Mercaptano		1.2	98
Silicona		0.8	98
Materiales maxilofaciales			
Poliuretano	Dermathane 100	1.8	16
Policloruro de vinilo	Sardomer Resins	1.1	16
Goma de siliconas	Silastic 382	0.66	16
	Silastic 399	0.61	16

\* Velocidad del cabezal. 2 cm/minuto.

### RESISTENCIA AL IMPACTO, IZOD

La resistencia al impacto es la medición de la energía requerida para hacer que un material se fracture cuando es golpeado repentinamente (alta velocidad de deformación). Los valores generalmente se expresan en pie-libra para una probeta de forma específica.

Material	Producto	Resistencia al impacto Escaladura IZOD pre-libra/pulgada	Ref.
Resinas para prótesis			
Acrílico	Vernonite	0.21	46
Poliestireno	Jectron	0.19	46
Polivinil acrílico	Luxene 44	0.43	46

## MÓDULO DE ELASTICIDAD DE YOUNG, E

El módulo de elasticidad de un material representa la rigidez relativa del material dentro del rango elástico y puede determinarse a partir de una curva tensión-deformación calculando la relación entre la tensión y la deformación, o bien, que se indique de otra manera los valores fueron determinados a la tracción.

Material	Producto	M lbs/pulgada <sup>2</sup>	E GN/m <sup>2</sup>	Ref.
Alúmina	De Trey	60.6*	418*	21
Amalgama (24 horas)				
Diapers	Dispersalloy	4.93†	34†	3
Limadura	New True Dentalloy	3.06†	21.1†	3
Estética	Cauk Spherical	3.49†	24.1†	3
Cementos (consistencia para base, 24 horas)				
OZE modificado con polímero	B & T	0.310†	2.14†	2
Fosfato de cinc	Zinc Cement Improved	3.25†	22.4†	2
Policriolato de cinc	Durelon	0.718†	4.95†	2
Cementos (consistencia para cementar, 24 horas)				
OZE EBA-alúmina	Opatow	0.787†	5.43†	2
Óxido de cinc eugenol	Nogenol	0.0257†	0.177†	2
OZE modificado con polímero	Fymal	0.441†	3.04†	2
Fosfato de cinc	Zinc Cement Improved	1.88†	13.7†	2
Policriolato de cinc	Durelon	0.638†	4.40†	2
Cementos (recubrimientos)				
Hidróxido de calcio	Dycal	0.0531†	0.366†	2
OZE no modificado	Cavitac	3.0406†	0.280†	2
Aleación de cromo-cobalto				
Prótesis parcial	Vitalium	31.6	218	61
Resinas para coronas y puentes				
Acrílico	Biotone	0.327†	2.28†	23
Políéster	Mer-Don 7	0.267†	1.84†	23
Polivinil acrílico	Lusene	0.410†	2.83†	23
Resinas para prótesis				
Acrílico	Stelton	0.384	2.65	69
Polivinil acrílico	Lusene T-75	0.809‡	5.58‡	69
Acrílico		0.351	2.42	69
Materiales para duplicar				
Agar	Nobitoid	70 × 10 <sup>-6</sup>	0.48 × 10 <sup>-1</sup>	60
Fluorapatita	Durango, México	21.4	148	40
Aleaciones de oro				
Tipo I	Special Inlay	11.2†	77.2†	4
Tipo IV	May-Oro G-3	14.4†	99.3†	4
Porcelana fundida sobre metal	Cerámico "O"	12.5	86.2	6
Gutapercha	Indian Head	0.027	0.186	28
Mynol		0.022	0.152	28
Yeso				
Yeso piedra mejorado	Valmix	2.1*	14.5*	63
Materiales para impresión				
Agar	Surgident	200 × 10 <sup>-4</sup> †	1.38 × 10 <sup>-3</sup> †	60
Alginato, 6 minutos	Jeltrate	38 × 10 <sup>-4</sup> ‡	0.26 × 10 <sup>-3</sup> ‡	27
Mercaptano, 8 minutos	Rubberjel	105 × 10 <sup>-4</sup> ‡	0.72 × 10 <sup>-3</sup> ‡	27
Aleaciones de hierro-cromo				
Coronas y puentes	Dentillum C-8	25.7	177	61
Prótesis parcial	Dentillum P-D	29.3	202	61
Material musculofacial				
Goma de silicona	Silastic 382	297 × 10 <sup>-6</sup>	2.05 × 10 <sup>-1</sup>	39
Aleación níquel-cromo				
Porcelana fundida sobre metal	Ultralek	29.4	203	6
Coronas y puentes	Howmedica III	28	179	110
Porcelana				
Aluminosa	Vita Dur Body	9.1*	62.6*	21
Feldespática	Vita Dur Core	14*	96.3*	21
Aluminosa		12	82.6	20
Resinas para obturaciones				
Acrílica	Sevriton	0.340†	2.34†	42
Combinada	Adaptic	2.41†	16.6†	42
Silicato	Improved Filling Porcelain	3.25†	22.4†	4
Estructura dentaria				
Dentina		2.65†	18.3†	5
Esmalte		12.2†	84.1†	4
Membrana periodontal (becerro joven)		172 × 10 <sup>-6</sup>	1.18 × 10 <sup>-1</sup>	65
Carbono vítreo		3.5	24.1	117
Ceras				
Ceras para patrones	Kerr, azul dura	0.092†	0.634†	30
Ceras para patrones	Kerr, azul regular	0.101†	0.696†	30

\* Medido a la flexión

† Medido a la compresión con calibración de tensión óptica

‡ Medido con método ultrasonico

§ Módulo de la cuerda a la tracción con una deformación del 5 %

## RELACION DE POISSON, $\nu$

La relación de Poisson es una relación de cambio simultáneo en el alargamiento y en el área de la sección transversal en el rango elástico durante una prueba traccional o compresiva. Durante la prueba traccional, la reducción del área de la sección transversal es proporcional al aumento de longitud en el rango elástico por el factor no dimensional ( $\nu$ ).

Materia	Producto	$\nu$	Ref.
Amalgama		0.35*	63
		0.334*	113
Cementos			
Fosfato de cinc	Tenacn	0.35*	54
Silicofosfato de cinc	Dorcate	0.30*	54
Fluorapatita (mineral)		0.28*	55
Hidroxiapatita (sintética)		0.28*	55
Polímeros			
Acrílicos		0.37-0.45†	102
Polícarbonato		0.41-0.44†	102
Poliéster		0.54-0.61†	102
Resinas para obturaciones			
Acrílica	Serviron	0.35*	116
Combinada	Adaptic	0.24*	116
Silicatos	Syntrea	0.30*	54
Estructura dentaria			
Esmalte		0.30*	54

\* Medida por método ultrasónico.  
 † Medida a la tracción con extensómetros transversales.

## MÓDULO DINÁMICO

El módulo dinámico se define como la relación de las tensiones y deformaciones para pequeñas deformaciones cíclicas a una frecuencia dada y en un punto particular de la curva tensión deformación.

Materia	Producto	Módulo dinámico*		Ref.
		K Lbs/pulgada <sup>2</sup>	MN/m <sup>2</sup>	
Materiales maxilofaciales				
Poliuretano	Dermathane 100	0.444	3.06	38
Policloruro de vinilo	Sardomar Resins	0.364	2.51	38
Goma de silicona	Silastic 382	0.435	3	38
	Silastic 388	0.554	3.82	38
Materiales para protectores bucales				
Policetato de vinilo-poliéster	Proform	3.07	21.2	37
	Sta-Guard	1.36	9.39	37

\* Medido a 37°C.

## PORCENTAJE DE ALARGAMIENTO (DUCTILIDAD), n

El alargamiento es la deformación que se produce como resultado de la aplicación de una fuerza traccional y se calcula por el cambio de longitud dividido por la longitud original. Generalmente se mide en un tramo de 5 cm.

Material	Producto	n % en 5 cm longitud	Ref.
Aleación de cromo-cobalto			
Prótesis parcial	Vitalium	1.5*	61
Oro (finza 999.9)	Wilkinson Co.	60.1†	98
Aleaciones de oro			
Tipo I	Ney-Oro A	29.5	7
Tipo II	Ney-Oro A-1	32	7
Tipo III, ablandada	Ney-Oro B-2	35	7
endurecida	Ney-Oro B-2	34	7
Tipo IV, ablandada	Ney-Oro G-3	24	7
endurecida	Ney-Oro G-3	6.5	7
40 % oro-plata-cobre, ablandada	Forticast	18	9
endurecida	Forticast	2	9
10-15 % oro-plata-paladio, ablandada	Paliney Nº 4	17	7
endurecida	Paliney Nº 4	7	7
Porcelana fundida sobre metal	Ceramco "O"	5	6
Material para impresión			
Alginate	Krompan	38‡	81
Aleaciones de hierro-cromo			
Coronas y puentes	Dentillium C-B	8.5*	61
Prótesis parciales	Dentillium P-D	9*	61
Materiales maxilofaciales			
Policloruro de vinilo	Sartomer Resins	350§	16
Goma de siliconas	Silastic 382	129§	16
	Silastic 399	122§	16
Aleaciones níquel-cromo			
Coronas y puentes	Howmedica III	1.1*	110
Prótesis parciales	Ticonium 100	2.4*	8
Porcelana fundida sobre metal	Ultrastik	16	8
Aleación de plata-paladio, ablandada	Albecast	10	9
endurecida	Albecast	8	9

\* Medida en una longitud de 2.5 cm.  
† Medida en una longitud de 0.84 cm.  
‡ Medida en una longitud de 10 cm; velocidad de la cabeza. 50 cm/minuto.  
§ Medida en una longitud de 2.5 cm; velocidad de la cabeza. 2 cm/minuto.

## CREEP DE AMALGAMA

El "CREEP" es una medición de las propiedades viscoelásticas de un material. En el método del creep dinámico, se aplica una carga compresiva a una probeta para producir una tensión fluctuante con un régimen de 34.5 a 69 MN/m cuadrado, a una velocidad de 1.800 veces por minuto. En el método del Creep estático se aplica una tensión compresiva constante de 36.2 MN/m cuadrado a la probeta. En la técnica de escurrimiento de la D.D.H., la probeta se somete a una tensión compresiva de 10 MN/m cuadrado. En cada método se mide el cambio de longitud de la probeta y se divide por la longitud original.

Material	Producto	Creep dinámico (%)	Creep estático (%)	Escurrimiento SIADA %	Ref.
Amalgama dental					
Dispersa	Dispersalloy	0.86	0.78	0.50	53
Limadura	New True Dentalloy	1.85	2.36	0.65	53
Limadura	20th Century Micro	8.76	8.37	3.91	53
Estérica	Spheratoy	2.93		0.90	25

### DEFORMACION BAJA COMPRESION

La deformación bajo compresión o flexibilidad de una impresión elástica o de un material para duplicar, se mide entre tensiones de 100 y 1.000 g/cm cuadrado (0.01 y 0.1 N/m cuadrado aproximadamente). El método de prueba se describe en las especificaciones Nos 11, 18, 19 y 20 de la Asociación Dental Americana.

Material	Producto	Deformación bajo compresión (%)	Ref.
Materiales para duplicar			
Agar	Multi-Gel	14.5	80
Materiales para impresión			
Alginato, consistencia normal	Jettrate	13.4	27
consistencia fluida	Jettrate	18.5	27
consistencia espesa	Jettrate	10.1	27
Poliéster		2	70
Mercaptano, liviano		10	70
regular		7	70
pesado		5	70
Silicona, liviana		7	70
regular		5	70
pesada		4	70
masilla		2	70

### DEFORMACION RESIDUAL

La deformación residual es la que sufre un material para impresiones o para duplicar comprimido a una deformación fija, generalmente a 30 segundos. El método de prueba se describe en las especificaciones de prueba 11, 18, 19 y 20 de la A.D.A.

Material	Producto	Deformación residual*	Ref.
Materiales para duplicar			
Agar	Nobikoid	2.4†	60
Materiales para impresión			
Agar	Surgident	1.8†	60
Alginato, 6 minutos	Jettrate	2.2	27
Poliéster		1.1	70
Mercaptano, liviano		2.7	70
regular		2.1	70
pesado		3	70
Silicona, liviana		0.9	70
regular		0.5	70
pesada		0.4	70
masilla		2.2	70

\* Deformación fija, 12 % durante 30 segundos  
† Ensayado durante 1 minuto.

## ESCURRIMIENTO

El escurrimiento de Auede definir como la deformación permanente de un material elástico para impresiones cuando se lo carga a la compresión con tensiones fijas (100g sobre un cilindro de 12.7 X 19 mm), durante 15 minutos, una hora después de haber hecho la mezcla. El método de prueba se describe en la especificación número 19 de la A.D.A.

Material	Producto	Escurrimiento (%)	Ref.
<b>Material para impresión</b>			
Alginato, consistencia normal	Jeltrate	3.6*	27
	Jeltrate	6.3*	27
	Jeltrate	2.7*	27
Políster		0.3	70
		0.9	70
Mercaptano, liviano		0.5	70
		0.3	70
Silicona, liviana		0.1	70
		0.09	70
		0.09	70
		0.07	70

\* Medida a los 6 minutos.

## NÚMERO DE DUREZA BRINELL, NOB.

La prueba de dureza Brinell se basa en la resistencia ofrecida a la penetración de una entera de acero (de 1.6mm de diámetro) cuando se le somete a un peso de 12.6 Kg. El valor de dureza resultante se computa como la relación de la carga aplicada con el área de la indentación producida.

Material	Producto	NOB, kg/mm <sup>2</sup>	Ref.
Oro (condensado)			
Hojas		69	33
Mala		40	33
En polvo	Goldent	46	33
<b>Aleaciones de oro</b>			
Tipo I	Ney-Oro A	45	7
Tipo II	Ney-Oro A-1	95	7
Tipo III, ablandada	Ney-Oro B-2	110	7
endurecida	Ney-Oro B-2	120	7
Tipo IV, ablandada	Ney-Oro G-3	140	7
endurecida	Ney-Oro G-3	220	7
40 % oro-plata-cobre, ablandada	Forticast	177	9
endurecida	Forticast	252	9
10-15 % oro-plata-paladio, ablandada	Paliney N° 4	150	7
endurecida	Paliney N° 4	205	7
Porcelana fundida sobre metal	Ceramco "O"	131	101
Aleación de plata-paladio, ablandada	Albecast	130	9
endurecida	Albecast	140	9



### NUMERO DE DUREZA KNOOP, NDK

La prueba de dureza Knoop es un método de microindentación. Se aplica una carga a un instrumento indentador de diamante y se miden las dimensiones de la indentación resultante. El número de dureza Knoop es la relación de la carga aplicada con el área de la indentación.

Material	Producto	NDK kg/mm <sup>2</sup>	Ref.
<b>Abrasivos</b>			
Oxidos de aluminio	E. C. Moore Co.	2.100	70
Podernal (cuarzo)	E. C. Moore Co.	820	70
Granate	E. C. Moore Co.	1.360	70
Carburo de silicio	E. C. Moore Co.	2.480	70
<b>Cementos</b>			
Hidrofosfato de cinc	New Calmix	27	75
Fosfato de cinc	Tenacin	38	75
<b>Alación de cromo-cobalto</b>			
Prótesis parcial	Niranium N/N	391	61
	Vitalium	415	61
<b>Resinas para prótesis</b>			
Acrílico	My-Pro Lucitone	21.1	45
Poleastroeno	Jactron	19.8	45
Polvivinil acrílico	Luzene 44	16.7	45
<b>Dientes artificiales</b>			
Acrílico	Dura-Blend	19.9	36
<b>Oro (condensado)</b>			
Hojas	Morgan, Hastings & Co.	69	32
Mala	Williams	52	32
En polvo	Goldent	55	32
<b>Alaciones de hierro-cromo</b>			
Para coronas y puentes	Dentillum C-B	331	61
Para prótesis parciales	Dentillum P-D	335	61
<b>Porcelana</b>			
Feldespática	B. F. Vacuum	591	100
<b>Estructura dentaria</b>			
Tártaro (sobre los dientes)		86	12
Cemento		40	12
Dentina		68	11
Esmalte		343	11
Carbono vítreo		820	117

### DUREZA CON PIRAMIDE DE DIAMANTE, DPD

La prueba de dureza Vickers o la prueba de dureza con la pirámide de 136 grados es un método de microindentación. El indentador produce una indentación cuadrada, cuyos diagonales se miden. La dureza de la pirámide de diamante se calcula dividiendo la carga aplicada por el área de superficie de indentación.

Material	Producto	DPD kg/mm <sup>2</sup>	Ref.
Alúmina (recristalizada)		1.200	20
<b>Amalgama</b>			
Fase plata-mercurio		120	86
Fase estaño-mercurio		15	86
<b>Alaciones de oro</b>			
Tipo I	Ney-Oro A	55	7
Tipo II	Ney-Oro A-1	105	7
Tipo III, ablandada	Ney-Oro B-2	125	7
endurecida	Ney-Oro B-2	135	7
Tipo IV, ablandada	Ney-Oro G-3	180	7
endurecida	Ney-Oro G-3	250	7
10-15 % de oro-plata-paladio, ablandada	Palmey N° 4	170	7
endurecida	Palmey N° 4	230	7
Porcelana fundida sobre metal	Ceramco "O"	174	6
<b>Alación cromo-niquel</b>			
Coronas y puentes	Howmedica III	330	110
Porcelana fundida sobre metal	Ultratek	270	6
<b>Porcelana</b>			
Feldespática		430	20

### DUREZA SHORE, A

La dureza relativa de los materiales elásticos, tales como la goma o los plásticos blandos, puede ser determinada con un instrumento denominado Durómetro Shore A. Si el indentador penetra completamente en la muestra se obtiene una lectura de cero, y si no se produce penetración, una lectura de 100. La lectura no tiene dimensión.

Material	Producto	Dureza Shore A	Ref
Materiales para rebasado de prótesis (resilientes)		48-85	15
Protectores bucales			
Poliacetato de vinilo-polietileno	Proform	82	37
	Sta-Guard	67	37

## 32.- GUIA DE PRODUCTOS Y MATERIALES DENTALES.

Esta lista de materiales dentales da una o varias marcas de cada uno de los tipos de materiales dentales disponibles para el práctico general o para el clínico o para el investigador. No tiene por objeto hacer un listado de todos los productos, sino más bien ser un indicación de algunos productos típicos disponibles de cada tipo. Después de cada producto está el nombre del fabricante o del distribuidor asociado con ese producto.

### RESINA ACRILICA PARA OBTURACIONES.

Sevriton-C. Ash, Inc.

#### ALICIONES PARA RAYOS X.

Conversionales.

Aristaloy — Baker Dental, Div.

New True Dentalloy — S.S. White Dent. Prod. Div.

Twentieth Century Regular; Micro cut — L.D. Caulk Co.

De alto contenido de cobre.

Dispersalloy — Johnson & Johnson Dent. Prod. Co.

Synalloy — Kerr Mfg. Co.

Tylin — S.S. White Dent. Prod. Div.

Esférica.

Accusphere — Litton Med. Prod., Inc.

S.S. White Spherical alloy — S.S. White Dent. Prod., Div.

Spherally — Kerr Mfg. Co.

#### Material Anti BRISA DE CAVIDADES.

Barrices.

Copelite — Harry J. Bosworth Co.

White cavity Varnish — S.S. White Dent. Prod. Div.

Bases.

Caulk ZOE B & T Cement; Dycal — L.D. Caulk Co.

Recubrimientos.

Cavitec; Hidrex — Kerr Mfg. Co.

Hidroxyline — George Lamb prod. Inc.

Hippo-Cal — Ellman Dent. Mfg. Co., Inc.

Tubulitec — Buffalo Dent. Mfg. Co., Inc.

### CEMENTOS.

Cementos de carboxilato.

Carboxilon — 3M Co.

Chemit — Harry J. Bosworth Co.

Duralon — Premier Dent. Prod. Co.

Cementos de resina

Eponylite C.B.A. 9080 — Lee Pharmaceuticals.

Grip — L.D. Caulk Co.

Cementos de silicato.

Mix. Cement; New Filling Porcelain — S.S. White Dent. Prod. Div.

Silicap — H.D. Justi Co.

Syntrex F — L. Caulk Co.

### CEMENTOS DE OXIDO DE ZINC EUGENOL CONVENCIONAL.

Caulk ZDE 2300 — L.D. Caulk Co.  
Tenax — Interstate Dent. Co., Inc.

### CEMENTOS DE OXIDO DE ZINC EUGENOL CON E.B.A. POLIMERO Y ALUMINA.

Opatow Alumina E.B.A. — Getz—Opatow Dent. Div.  
Zevacem — L.D. Caulk Co.

### CEMENTOS DE OXIDO DE ZINC CON POLIMERO.

Caulk ZDE B & T; Fynal — L.D. Caulk Co.

### CEMENTOS DE FOSFATO DE ZINC

Flech's Extraordinary — Mizzy, Inc.  
Modern Tenacin — L.D. Caulk Co.  
S.S. White Zinc Phosphate Cement — S.S. White Dent. Prod., Div.

### CEMENTOS DE SILICOFOSFATO DE ZINC.

Fibron—Tin — S.S. White Dent. Prod. Div.  
Lucant — L.D. Caulk Co.

### RESINAS COMPUESTAS.

Adaptic—Johnson Dent. Prod. Div.  
Concise — 3M Co.  
Exact — S.S. White Dent. Prod. Div.

### MATERIALES Y ALEACIONES PARA COLADOS DE ORO.

Para frentes de porcelana.  
Cameo Gold; Jelenko O — J.F. Jelenko & Co.  
Cerauco Yellow; Cerauco White — J. Aderer, Inc.  
S.M.G.—W — J.M. Ney Co.

Tipo I  
Jelenko Special Inlay — J.F. Jelenko & Co.  
Sterngold S — Sterndent Corp.  
Williams Harmony Line soft — Williams Gold Refining., Inc.

Tipo II  
Jelenko Modu lay; Platincast — J.F. Jelenko & Co.  
Sterngold I — Sterndent Corp.  
Williams Harmony Line Medium — Williams gold refining Co., Inc.

Tipo III  
Jelenko Duracast; Firnilay — L.F. Jelenko & Co.  
Sterngold 2; Sterngold Inlay — Sterndent Corporation.  
Williams Harmony Line hard; "Klondike" — Williams Gold Refining Co., Inc.

Tipo IV  
Jelenko #7; 13 — J.F. Jelenko & Co.  
Sterngold 3; Sterngold Supercast — Sterndent Corp.  
Williams Harmony Line Extra hard — Williams gold refining Co., Inc.

### ORO PARA ORIFICACIONES.

Biofil -- B & L Dental Co., Inc.  
Electnaly; Soldent -- Williams Gold Refining Co., Inc.  
Filano // Baker Dent. Div.

### MATERIALES DE YESO

Ver también revestimientos; materiales para impresión.

Yeso para modelos

Cloverleaf Laboratory Plaster // J.E. Healey Co.  
Snow White Plaster #1 -- Kerr Mfg. Co.  
Whip-Mix Model Plaster -- Ker Mfg. Corp.

Yeso piedra

Castone; Durco--Ransom & Randolph Co.  
Coeal Buff-- Coe Laboratories, Inc.  
Dio--Rock; Microstone--Whip-Mix Corp.

### MATERIALES PARA IMPRESION.

Hidrocoloides de agar.

Dentalastic -- Kerr Mfg. Co.  
Surgident -- Lactona Corp.

Alginatos.

Jel--L.D. Caulk Co. Jeltrate.  
Kerr Alginate -- Kerr Mfg. Co.  
Surgident Alginate -- Lactona Corp.

Compuestos para impresiones.

Kerr Black; Perfection -- Kerr Mfg. Co.  
Mizzy Low Heat -- Mizzi Inc.

Yeso para impresiones.

Cloverleaf XX -- J.E. Healey Co.  
Microtone -- Whip-Mix Corp.  
Snow White # 2 -- Kerr Mfg. Co.

Poliésteres

Impregum -- Premier Dent. Prod. Co.  
Polygel -- L.D. Caulk Co.

Mercaptanos.

Coe-Flex; Omniflex--coe Laboratories, Inc.  
Neo-Plex -- Lactona Corp.  
Permalastic -- Kerr Mfg. Co.

Siliconas.

Citricon; Elasticon -- Kerr Mfg. Co.  
Optosil Putty; Xantopren -- Unitek Co.  
President -- Uni/Disco Inc.

Pastas de Oxido de Zinc-Eugenol.

Caulk Impresión Paste — L.D. Caulk Co.

Lustralite — Kerr Mfg Co.

S.S. White Impression Paste — S.S. White Dent. Prod. Inc.

### REVESTIMIENTOS.

Revestimiento para el colado de las aleaciones de oro.

Accu-Cast — Dent-Tal-Ez Mfg. Co.

Beauty Cast; Supermold — Whip-Mix Corp.

Cristobalite — Kerr Mfg Co.

Revestimiento para el colado de aleaciones de metales no preciosos.

Hydrovest; Hi-Temp — Whip-Mix Corp.

LG — J.F. Jelanko & Co.

Revestimientos para porcelana

Whip-Mix Porcelain investment — Whip-Mix Corp.

Revestimiento para soldar.

Healey Soldering Investment — J.E. Healey Co.

Ranson & Randolph Soldering Investment — Ranson & Randolph Co.

Whip-Mix Soldering Investment — Whip-Mix Corp.

### RECUBRIMIENTOS.

Ver materiales para cavidades.

### MERCURIO.

Kerr Mercury — Kerr Mfg. Co.

S.S. White Chemically Pure — S.S. White Dent. Prod. Div.

Twentieth Century — L.D. Caulk Co.

### ALEACIONES PARA COLADOS DE METALES NO PRECIOSOS.

ALEACIONES NO PRECIOSAS PARA PROTESIS PARCIALES.

Platinore — Allen Dynamics

Ticonium Premium 100; # 50 — Ticonium Co.

Vitalium — Homedica, Inc.

ALEACIONES PARA CORONAS Y PUENTES.

Cerumalloy — Ceramco, Inc.

Verabond — Alba Dent, Inc.

Microbond NP — Homedica, Inc.

### FOSAS Y FISURAS SELLADORES.

Ver Selladores.

### POLIMEROS PARA PROTESIS.

Polimeros para base de prótesis curados en frío.

Densane — Star Dent. Div.

Hygienic Cold Curing — Hygienic Dent Mfg. Co.

*Polímeros para base de prótesis termocurables.*

Acrylic A; Acibase -- Hoemedia, Inc.  
Lucitone -- L.D. Caulk Co.  
Tru-Pair -- Dentsply Internat.

*Resinas para reparados de bases de prótesis temporarias.*

Denture Corrective -- Star. Dent. Div.  
Re-Star -- L.D. Caulk Co.  
Speed Liner -- Coe Laboratories, Inc.

*Resinas para reparaciones curadas en frío.*

Caulk Repair Material -- L.D. Caulk Co.  
Coe-Cure -- Coe Laboratories, Inc.  
Fastcure -- Kerr Mfg. Co.

### PORCELANA.

*Ver también dientes para prótesis.*

*Porcelana para prótesis e incrustaciones.*

Steele's Apco Porcelain -- Columbus Dent. Mfg. Co.  
Vitadur-S -- Unitek Corp.

*Porcelana para restauraciones ceramometálicas.*

Bisbond -- Dentsply Internat.  
Cerenco Porcelain -- Cerenco Inc.  
Vita -- Unitek Corp.

### RESINAS.

*Ver resinas acrílicas; Cementos; resinas combinadas  
Polímeros para prótesis; Selladores; Dientes para prótesis.*

### SELLADORES.

Delton -- Johnson Dent. Prod. Div.  
Kerr Pit & Fissure Sealant -- Kerr Mfg. Co.  
Nuva-Seal -- L.D. Caulk Co.

### DIENTES PARA PRÓTESIS

*Dientes de porcelana.*  
Tribyte Porcelain -- Dentsply Internat.

*Dientes de resina acrílica.*  
Justi Imperial -- H.D. Justi Co.  
Lumin Acryl V -- Unitek Corp.  
Tribyte Acrylic -- Dentsply Internat.

### BARNICES.

*Ver materiales para cavidades.*

### CERAS.

*Ceras para base.*  
Hygienic Base Plate Wax -- Hygienic Dent Mfg. Co.  
Newax -- Dentsply Internat.

*Ceras para encajonar*

Dentsply Boxing Wax -- Dentsply Internat.  
Kerr Boxing Wax -- Kerr Mfg Co.

*Ceras para patrones*

Kerr Blue; Ivory Inlay Casting Wax -- Kerr Mfg. Co.  
Taggart's Blue -- Mizzy Inc.  
Whip-Mix Inlay Wax -- Whip-Mix Corp.

*Ceras Pegajosas.*

Kerr Sticky Wax -- Kerr Mfg Co.  
Whip-Mix Sticky Wax -- Whip-Mix Corp.

*Ceras rojas.*

Hygienic Utility Wax -- Hygienic Dent. Mfg. Co.  
Kerr Utility Wax -- Kerr Mfg. Co.

ALEACIONES DE ALAMBRE DE ORO LABRADO.

Aderax #4, #16 -- J. Aderax, Inc.  
Crown Hylastic -- General Refineries, Inc.  
Williams # 2; # 4 -- Williams Gold Refining Co., Inc.



## CONCLUSIONES.

El objeto de esta pequeña tesis, trabajo de investigación o como el unable -- lector quiera llamarlo; es presentar las propiedades químicas y físicas básicas de los materiales dentales en relación con su manipulación por parte del Odontólogo. Se intenta tener un puente entre los conocimientos adquiridos en los cursos básicos sobre la ciencia de los materiales, química y física y la clínica Odontológica. Como se hizo constar antes la técnica dental no debe ser un procedimiento empírico, sino que debe basarse en principios científicos sólidos, hasta tanto se disponga de mejor información de posteriores investigaciones.

Una de las diferencias entre el Profesional y el Artesano es que el primero posee el conocimiento básico mediante el cual puede seleccionar y establecer las condiciones de una situación y prever el éxito final con razonable seguridad. Un remachador es el responsable de las juntas de las vigas de un puente, pero el ingeniero es el responsable del diseño del puente especialmente de dónde se coloca y una cada uno de los remaches, soportes y vigas, así como también de la selección de los materiales con que se construye la estructura. Si el Ingeniero no sabe nada sobre las propiedades físicas y químicas de los materiales con los que se construirá dicho puente, es indudable que la estructura fallará.

El Odontólogo y el Ingeniero tienen mucho en común. El Odontólogo debe analizar las fuerzas presentes en el trabajo dental que debe confeccionar y debe ser guiado por el análisis al diseñarlo.

Ha de poseer suficientes conocimientos de las propiedades físicas y químicas de los diferentes tipos de materiales que se utiliza para que pueda aplicar el mejor criterio posible en su selección.

En otras palabras, debe estar en posición de saber si el procedimiento dental exige la utilización de la aleación de oro, un cemento o resina acrílica. Solamente si conoce las propiedades físicas y químicas de estos materiales tendrá la aptitud de criterio necesaria para tal juicio.

Además, es también importante conocer las características mecánicas de los materiales dentales. También hay ciertas exigencias Biológicas, Fisiológicas, que suelen complicar la situación más allá de las dificultades con que tropieza el Ingeniero.

Una vez que el Odontólogo elige el material que ha de utilizar, debe escoger el material hecho por determinado fabricante. La intención de los mejores fabricantes de materiales dentales es cooperar con sentido ético con el dentista, proveyéndole materiales de alta calidad.

La competencia es, sin embargo, aguda, y por ello el dentista debe estar en condiciones de evaluar con inteligencia la propaganda de los fabricantes deshonestos que con el bombástico anuncio de sus productos, lo que hacen es explotar al Odontólogo en su beneficio.

Para su propia protección y para amparar a sus pacientes el profesional ha de estar capacitado para reconocer las prácticas espurias de esta clase. Además de sus otras finalidades este pequeño trabajo sobre materiales dentales trata de proporcionar al Odontólogo un criterio de selección que le permitirá hacer la distinción entre la realidad y la propaganda.

Las últimas décadas han sido testigo de un astronómico aumento en los tipos y calidades de los materiales de que dispone la profesión dental. Estos avances se han debido en gran medida por las interacciones entre los Odontólogos y los especialistas en materiales dentales. Ha surgido así un prodigioso cuerpo de conocimientos que ha crecido más allá de los intereses y la comprensión del Odontólogo práctico.

La miríada de productos que compiten para lograr la atención del dentista es abrumadora. Por ejemplo, rara vez pasa un mes sin que se introduzca una resina combinada o una nueva amalgama de alto contenido de cobre. En muchos casos no existe gran diferencia en la composición entre muchos de estos productos.

Entonces ¿Cómo puede el Odontólogo elegir el material que habrá de proveer el mejor servicio para sus pacientes? Si un dentista no sale de la Facultad de Odontología equipado con suficientes conocimientos sobre materiales dentales, es probable que la selección de los mismos para una práctica dental moderna presente ciertos problemas.

He tratado de adoptar un enfoque poco común en la presentación de los materiales dentales. Sale de lo habitual en el sentido que el intrincado detalle que generalmente se asocia con la ciencia de los materiales dentales ha sido aliviado. En cambio, he tratado de presentar los temas en una forma descriptiva con suficiente información para lograr un conjunto coherente. He tratado de proveer suficiente detalle para complementar las clases teóricas y de laboratorio de los estudiantes de Odontología. También es suficientemente breve para servir como guía de referencia del Odontólogo General.

Aunque es mi deber hacer la aclaración que el estudiante y Odontólogo que deseen mayor información pueden obtenerla de los textos habituales o de la literatura dental.

*Creo sinceramente que éste pequeño trabajo satisfará las necesidades del - estudiante de Odontología y del profesional proveyendo conocimientos fundamentales sobre materiales dentales en una forma, que es susceptible de poner al día con facilidad.*

*Esta pequeña obra tiene por objeto complementar ( si así se le puede llamar) los libros existentes sobre las ciencias preclínicas y clínicas, así como a aquellos dedicados a la ciencia de los materiales dentales.*

*Se a ciencia cierta, que la " Explosión de conocimientos" siempre creciente en todos los campos ha identificado la necesidad de condensar los conceptos actuales sobre materiales dentales y su selección en un tipo de guía práctica, ésta sin duda alguna ha sido la intención de todos los que conmigo han colaborado.*

*En la presente obra cada capítulo tiene objetivos que son de suma importancia, por lo tanto, cada capítulo finaliza con preguntas y respuestas relacionadas con los objetivos de cada capítulo. He tratado de que en cada capítulo se provea información en forma esquemática, aplicaciones, composición, mecanismos, propiedades, manipulación, productos de , que se dispone en el mercado nacional como en el mercado Internacional y un glosario.*

*Los últimos cinco capítulos de ésta obra ( Respuestas Histológicas, Desempeño clínico, Solución de problemas, Valores tabulados de propiedades físicas y mecánicas y guía de productos del campo de los materiales dentales) pienso que será muy útil tanto para un servidor, así como para el Odontólogo como una guía de referencia e Información.*

*Desde el momento en que gran parte de la práctica dental comprende la selección y uso de los materiales dentales, tanto para los procedimientos terapéuticos como para la instrumentación exigida, resulta obvio que es imposible ignorar la ciencia de los materiales dentales, con la condición de que el Odontólogo aprenda a manipular marcas y materiales, y no que éstos manipulen o lleguen a manipular en determinado momento al Odontólogo.*

JOSE. ANGEL. LERIL. SOTO.

## BIBLIOGRAFIA.

### MATERIALES DENTALES

#### PROPIEDADES Y UTILIZACION.

ROBERT G. CRIG. (Profesor jefe).  
WILLIAM J. O'BRIEN. (Profesor)  
JOHN M. POWERS. (Profesor asistente).

Departamento de materiales dentales.

Escuela de Odontología, Universidad de Michigan, Ann Arbor, Michigan.

Tercera Edición.

Editorial Mundo, S.A.I.C. y F.

Paraguay 2100 Junin 895.

Buenos Aires Argentina.

Título en Inglés: DENTAL MATERIALS  
PROPERTIES and UTILIZATION.

By The C.B. Mosby Company Saint Louis.

Traducción de Ricardo Luis Macchi.

### GUIDE TO DENTAL MATERIALS AND DEVICES SEVENTH EDITION.

1974-1975.

American Dental Association.

211 East Chicago Avenue.

Chicago Illinois 60611.

### MATERIALES DENTALES RESTAURADORES

FLOYD N. AYTON. (Profesor y director departamento de  
materiales dentales).  
DAVID H. HANTRAWY. (Asistente en investigaciones en materiales  
dentales).  
RAMON ROSER. (Profesor asistente y adjunto en investigaciones  
materiales dentales).  
GERALD T. CHUBBENTH. (Profesor adjunto Materiales dentales y  
Operatoria dental).  
ROBERT G. CRIG. (Profesor adjunto materiales dentales)  
GEORGE E. WYERS. (Profesor adjunto Materiales dentales y  
operatoria dental).

Universidad de Michigan. Escuela de Odontología.

Ann Arbor, Michigan.

Primera Edición Argentina

Ed. Mundo Junin 831

Buenos Aires Argentina.

ELEMENT OF DENTAL MATERIALS.

1 FOR DENTAL HYGIENIST AND ASSISTANTS.  
HILLIPS.  
SECOND EDITION.

DENTAL MATERIALS  
A PROBLEM ORIENTED APPROACH  
EDITED BY  
ROBERT G. CRIBIN  
MUSKY.

MATERIALES DENTALES Y SU SELECCION.

WILLIAM J. O'BRIEN

1 Profesor del departamento de materiales  
Dentales.  
Escuela de Odontología. Universidad de Michigan.  
Ann Arbor, Michigan).

GUINER JUNGÉ.

1 Profesor de Materiales Dentales.  
Decano adjunto de Investigación.  
Escuela de Odontología.  
Universidad del Pacifico.  
San Francisco, California.

Editorial Panamericana.

Viamonte 2164 Buenos Aires Argentina.

Bogotá/ Caracas/ Madrid/ México/ Santiago de Chile/ Sao Paulo.

Titulo original en Ingles: AN OUTLINE OF DENTAL MATERIALS  
AND THEIR SELECTION.

W.B. Saunders Company - Philadelphia - London - Toronto.

Traducción de: Editorial Médica Panamericana S.A.

Efectuada por el: Dr. ROBERTO JUNGÉ. PORTER.

Supervisada por el: Dr. RICARDO LUIS MARCHI.

Profesor adjunto, Cátedra de materiales dentales, Facultad de Odontología.  
Universidad de Buenos Aires.

Investigador Científico, Consejo Nacional de Investigaciones científicas  
y técnicas de la Republica Argentina.

LA CIENCIA DE LOS INSTRUMENTOS DENTALES  
de Skinner.

DR. RALPH W. PHILLIPS

(Decano de Investigación,  
Profesor de investigación de materiales dentales  
Escuela de Odontología Indiana University).

Editorial Interamericana. Nueva Editorial Interamericana, S.n. de C.V.  
Cedro 512. México 4 D.F., México.

Primera edición en Español 1976.

Traducción y adaptación de la séptima edición en Inglés de la obra

SCIENCE OF DENTAL INSTRUMENTS, By RALPH W. PHILLIPS

Copyright Under the International Copyright Union.

1973, by W.B. Saunders Company, Philadelphia.