



# Universidad Nacional Autónoma de México

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

MATERIALES DE OBTURACION  
EN OPERATORIA DENTAL

T E S I S

Que para obtener el Título de  
CIRUJANO DENTISTA  
P r e s e n t a n

QUESNEY SANCHEZ GUILLERMO ENRIQUE  
SALAS TELLEZ SERGIO

México, D. F.

1984





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.

## I N D I C E

	PAG.
INTRODUCCION.....	1
CAPITULO I.....	3
PRINCIPALES CEMENTOS USADOS EN OPERATORIA DENTAL.....	4
1.1 CEMENTOS DENTALES (generalidades).....	4
1.2 CLASIFICACION, PROPIEDADES FISICAS Y QUIMICAS DE CADA- UNO.....	4
1) Cementos de fosfato de zinc.....	10
a) Composición.....	10
b) Química del fraguado.....	10
c) Contralor del tiempo de fraguado.....	11
d) Contenido del agua en líquido.....	13
e) Acidez.....	14
f) Consistencia tipo.....	15
g) Espesor de la película.....	16
h) Contacto con la humedad.....	17
i) Retención.....	17
j) Estabilidad dimencional.....	18
k) Resistencia.....	19
l) Dureza.....	20
m) Solubilidad y desintegración.....	20
n) Consideraciones técnicas.....	21
o) Relación polvo-líquido.....	22
p) Manipulacion.....	23
q) Ventajas.....	23
r) Desventajas.....	23
s) Usos.....	23
2) Cementos de cobre.....	23
3) Cementos de Oxido de Zinc-Eugenol.....	24
a) Composición.....	24
b) Tiempo de fraguado.....	26
c) Resistencia y solubilidad.....	26
d) Usos.....	27
4) Cementos de hidróxido de calcio.....	28
5) Cementos de Silicato.....	29
6) Cementos de policarboxilato.....	31

	PAG.
CAPITULO II.....	33
AMALGAMA DENTAL COMO MATERIAL DE OBTURACION.....	34
2.1 AMALGAMAS (generalidades).....	34
2.2 AMALGAMAS DENTALES.....	34
a) Cambios dimensionales.....	35
b) Efectos de condensación.....	39
c) Efectos de contaminación.....	40
d) Resistencia.....	41
e) Efectos de la trituración.....	43
f) Porosidad.....	44
g) Regimen de endurecimiento.....	45
h) Esgurrimiento.....	46
2.3 RESTAURACIONES CLINICAS CON AMALGAMA.....	46
2.4 PROPIEDADES FISICAS.....	48
2.5 SISTEMA PLATA ESTAÑO.....	49
2.6 AMALGAMAS RESULTANTES DE DISTINTAS FACES DE ALEACION.....	50
2.7 COMPOSICION DE ALEACIONES PARA AMALGAMA.....	50
2.8 EFECTOS DE LOS COMPONENTES DE LAS AMALGAMAS.....	51
2.9 ELABORACION DE LA ALEACION.....	52
2.10 ENVEJECIMIENTO DE LAS ALEACIONES PARA AMALGAMAS.....	52
2.11 HOMOGENEIZACION.....	53
2.12 METALOGRAFIA DE LAS AMALGAMAS.....	56
CAPITULO III.....	58
RESTAURACIONES DENTALES CON RESINA.....	59
3.1 RESINAS.....	59
3.2 RESINAS ACRILICAS.....	60
3.3 COMPONENTES DE LA RESINA.....	62
a) Polímero.....	62
b) Monómero.....	63
3.4 QUIMICA DE LAS RESINAS.....	63
3.5 VENTAJAS Y DESVENTAJAS.....	66
3.6 TECNICAS DE APLICACION DE LA RESINA.....	66
a) Técnica compresiva.....	66
b) Técnica no compresiva o de pincel.....	68
c) Técnica del escurrimiento.....	69

3.7 PROPIEDADES FISICAS Y QUIMICAS DE LAS RESINAS ..... 70

- a) Calor de Polimerización ..... 70
- b) Efecto de la temperatura ..... 71
- c) Tiempo de fraguado. .... 71
- d) Efecto de el agua ..... 72
- e) Contracción de polimerización ..... 72
- f) Compensación de la contracción ..... 73
- g) Sorción de agua ..... 75
- h) Dureza superficial y resistencia ..... 75
- i) Propiedades anticariogenicas ..... 76
- j) Percolación ..... 77
- k) Filtración final ..... 77
- l) Decoloración ..... 79
- m) Terminación ..... 80
- n) Reacción pulpar ..... 80

3.8 RESINAS COMPUESTAS. .... 81

- a) Componentes de un sistema de resinas combinadas..... 81
- b) Presentación..... 82
- c) Manipulación ..... 83
- d) Ventajas ..... 83
- e) Desventajas ..... 83

f) f) Resinas combinadas con gravado acido ..... 83

CAPITULO IV ..... 85

OROS COMO MATERIAL RESTAURADOR ..... 87

4.1 OROS (generalidades) ..... 87

4.2 CLASIFICACION DE OROS ..... 87

- a) Oro en hojas ..... 87
- b) Oro mate ..... 89
- c) Oro en polvo ..... 90
- d) Oro cohesivo ..... 90
- e) Oro no cohesivo ..... 90

4.3 COMPACTACION DE ORO EN HOJAS ..... 95

- a) Consideraciones acerca de la energía utilizada. .... 95
- b) Tamaño de la superficie de trabajo del condensador.. 98
- c) Propiedades físicas del oro compactado ..... 99
- d) Metalografía ..... 101

	PAG.
4.4 RESTAURACION DE ORO DIRECTA .....	102
4.5 ALEACIONES DE ORO DENTAL PARA COLADO. ....	103
a) Quilataje y fineza .....	103
b) Composición .....	104
c) Efectos generales de los componentes .....	105
d) Estructura granular .....	107
4.6 PROPIEDADES FISICAS DEL ORO DENTAL PARA COLADO.....	108
a) Temperatura de fusión .....	108
b) Tratamiento térmico .....	109
c) Tratamiento térmico ablandador. ....	109
d) Tratamiento térmico endurecedro .....	110
4.7 CLASIFICACION DE LA ALEACION DE ORO DENTAL PARA COLADO. ....	111
a) Tipo I .....	112
b) Tipo II .....	112
c) Tipo III .....	113
d) Tipo IV.....	113
4.8 ALEACION DE ORO BLANCO .....	114
4.9 CONTRACCIÓN DE COLADOS .....	114
4.10 PORASIDAD DE LOS COLADOS .....	116
1) Porosidad causada por el enfriamiento .....	116
a) Porosidad localizada por contracción .....	116
b) Microporosidades .....	116
c) Porosidad sub-superficial .....	117
2) Porosidad causada por gases .....	117
a) Pequeñas oquedades .....	117
b) Inclusión de gas .....	117
4.11 CORROSION .....	118
4.12 REFUNDIDO DE LAS ALEACIONES .....	120
CONCLUSIONES .....	121
BIBLIOGRAFIA .....	122

## INTRODUCCION

ANTECEDENTES HISTORICOS. Aunque parezca muy extraño, hay relativamente 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 bandas y alambre de oro para la confección de prótesis parciales. Las láminas de oro fueron utilizadas para restauración dental durante tan prolongados períodos 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 un tratado, en el que describe muchos tipos de restauraciones artificiales de marfil. Posteriormente, en 1756, Pfaff describe la técnica para obtener impresiones de la boca en cera impresiones que utiliza para la confección de un modelo de yeso de París. - El año 1792 es una fecha importante, porque en ese tiempo Chamant patenta un proceso para la elaboración de dientes de porcelana; a esto, en los albores del siglo siguiente, sigue la introducción de la incrustación de porcelana.

Es evidente, pues, que muchos de los materiales de restauración y accesorios que se usan 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 amalgama. Por la misma época se publican estudios sobre porcelana y oro en hojas. Estos progresos más bien esporádicos en los conocimientos culminan con las brillantes investigaciones de G.V.BLACK, iniciados en 1895. Difícilmente se hallará una faceta de la odontología que este infatigable investigador no tratara.

El siguiente e importante adelanto en el conocimiento de - los materiales dentales y su manipulación comienza en 1919. En ese año, el ejército de Estados Unidos de Norteamérica solicitó del departamento Nacional de normas la selección de especificaciones para la selección y clasificación de amalgamas dentales para uso del servicio federal. Esta investigación se hizo bajo la dirección de Wilmes Souder, y en 1920 se publicó una excelente comunicación. La relación que contenía el trabajo fue reci-

bida con entusiasmo por la profesión odontológica, y una información del mismo orden se solicitó para otros materiales dentales.

Como en esa época el gobierno de Estados Unidos de Norteamérica no disponía de partidas presupuestarias para continuar el trabajo, se estableció una fundación creada y sostenida por los Laboratorios de Investigación Weinstein. Según las condiciones convenidas, el patrocinador proveía los sueldos para investigadores y cierta cantidad de equipos y abastecimientos. De esta manera, los investigadores trabajaban en el Departamento Nacional de Normas bajo la dirección de funcionarios estatales. A todos los efectos se les consideró como tales, mantenidos con fondos privados. Los resultados de las investigaciones debían publicarse, y según las cláusulas convencionales, se convertían en propiedad común de los participantes.

R.L. Coleman, W-L. Swanger y W.A. Poppe fueron los primeros investigadores designados en estas condiciones. Bajo la dirección del Dr. Souder, investigaron las propiedades del oro, labrado, el oro para colados y materiales accesorios para colados. Esta fase del trabajo se publicó en una extensa y valiosa comunicación.

En 1928, la Fundación de Investigaciones Dentales del Departamento Nacional de Normas fue tomada a su cargo por la Asociación Dental Americana. Las investigaciones llevadas a cabo por los investigadores de la Asociación Dental Americana junto con los miembros del personal del Departamento de Normas Nacional fueron de inestimable valor para la profesión dental, y ganaron reputación internacional para este grupo. Los nombres de Wilmer Souder, George C. Paffenbarger y William T. este Sweeney, que indudablemente perdurará en la historia de los pioneros de la investigación, dieron comienzo en sus trabajos, a una nueva-intensiva era de producción en el campo de la investigación de los materiales dentales. Fue el entusiasmo de estos investigadores lo que incitó a la organización de los primeros cursos sobre materiales dentales en los programas de enseñanza de las facultades de odontología en Estados Unidos de Norteamérica y - otros países.

## CAPITULO "I"

### I.- PRINCIPALES CEMENTOS USADOS EN OPERATORIA DENTAL.

1.1 CEMENTOS DENTALES (generalidades).

1.2 CLASIFICACION, PROPIEDADES FISICAS Y QUIMICAS DE CADA UNO.

1) Cementos de fosfato de zinc.

- a) Composición.
- b) Química del fraguado.
- c) Contralor del tiempo de fraguado.
- d) Contenido de agua en el líquido.
- e) Acidez.
- f) Consistencia tipo.
- g) Espesor de la película.
- h) Contacto con la humedad.
- i) Retención.
- j) Estabilidad dimensional.
- k) Resistencia.
- l) Dureza.
- m) Solubilidad y desintegración.
- n) Consideraciones técnicas.
- o) Relación polvo-líquido.
- p) Manipulación.
- q) Ventajas.
- r) Desventajas.
- s) Usos.

2) Cementos de cobre.

3) Cementos de Oxido de zinc-eugenol.

- a) Composición.
- b) Tiempo de fraguado.
- c) Resistencia y solubilidad.
- d) Usos.

4) Cementos de Hidróxido de Calcio.

5) Cementos de Silicato.

6) Cementos de Policarboxilato.

## CAPITULO "I"

### I.- PRINCIPALES CEMENTOS UTILIZADOS EN OPERATORIA DENTAL.

#### 1.1 CEMENTOS DENTALES (generalidades).

Los cementos dentales son materiales de una resistencia relativamente baja que, no obstante, se emplean extensamente en Odontología cuando la resistencia no es fundamental importancia. Lamentablemente, con el esmalte y la dentina no forman una verdadera unión, son solubles y se desintegran poco a poco en los fluidos bucales. Estos son los defectos por los que no se les considera como materiales de obturación permanentes. Sin embargo, y a despecho de algunas propiedades negativas los elementos poseen otras buenas cualidades deseables que justifican que se le utilice entre el 40 y el 60 por ciento de todas las restauraciones. Se emplean como medios cementantes para fijar restauraciones coladas o bandas de ortodoncia, como aislantes térmicos por abajo de las obturaciones metálicas, como materiales para obturación temporaria o permanente, como obturadores de conductos radiculares y como protectores pulpares. Es preciso poner de manifiesto que algunas de sus propiedades químicas y físicas dejan mucho que desear y que para compensar estas deficiencias y obtener el máximo de rendimiento, es necesario seguir técnicas adecuadas.

La función de la capa de cemento, denominada base que se coloca por debajo de la restauración permanente, es la de coadyuvar en la recuperación de la pulpa lesionada y protegerla contra los numerosos tipos de ataque que puede ocurrir posteriormente. El ataque que puede ocurrir posteriormente. El ataque puede partir de varias fuentes, tales como el choque térmico y el ácido de un cemento de fosfato de zinc.

#### 1.2 CLASIFICACION, PROPIEDADES FISICAS Y QUIMICAS DE CADA UNO DE ELLOS.

##### 1).- Cemento de fosfato de zinc.

- a).- Composición.
- b).- Química del fraguado.
- c).- Contralor del tiempo de fraguado.
- d).- Contenido del agua en el líquido.
- e).- Acidez.
- f).- Consistencia tipo.

- g).- Espesor de la película.
  - h).- Contacto con la humedad.
  - i).- Retención.
  - j).- Estabilidad dimencional.
  - k).- Resistencia.
  - l).- Dureza.
  - m).- Solubilidad y desintegración.
  - n).- Consideraciones técnicas.
  - o).- Relación polvo-líquido.
  - p).- Manipulación.
  - q).- Ventajas.
  - r).- Desventajas.
  - s).- Usos.
- 2).- Cementos de cobre.
- 3).- Cementos de Oxido de zinc-eugenol.
- a).- Composición.
  - b).- Tiempo de fraguado.
  - c).- Resistencia y solubilidad.
  - d).- Usos.
- 4).- Cementos de Hidróxido de Calcio.
- 5).- Cemento de Silicatos.
- 6).- Cementos de policarboxilato.

Los cementos dentales se clasifican de acuerdo con su composición química, los cementos de fosfato de zinc se utilizan principalmente para cementar en posición incrustaciones y otros tipos de restauraciones contraídas fuera de la boca.

Eventualmente, para cementar restauraciones translucidas - de porcelana o de resina acrílica se suele usar con el mismo objeto, cementos de silicato o una mezcla de estos con fosfatos - de zinc.

Con el propósito de transformarlos en sustancia con poder bacteriostático o bactericida, a veces se les incorporan sales de cobre, de plata y de mercurio. Con el mismo objeto, se reemplaza el óxido de zinc por el óxido de cobre aunque se han realizado numerosas investigaciones para estudiar las propiedades antibacterianas de todos los materiales dentales, no es conocida aún la influencia exacta que tienen cada uno de ellos.

Debido a que los cementos con propiedades antibacterianas-

son más irritantes que aquellos otros que no las poseen su aplicación, por lo general, está combinada a los procedimientos endodónticos.

Cuando las paredes de una cavidad dentaria están muy próximas a la pulpa, para protegerla del choque mecánico y térmico se interpone una capa de cemento que la separa de la obturación definitiva. Exceptuando los de silicato y los de cobre que se consideran muy irritantes, cualesquiera de los cementos mencionados pueden emplear con el mismo fin. Siendo los de fosfato de zinc los más resistentes de los cementos, son los más indicados para proteger a la pulpa contra el choque mecánico. Asimismo, como la mayoría de los otros materiales que se utilizan para bases, son mayoría de los otros que son también excelentes -- aisladores térmicos. Se podrá apreciar que, a este respecto tienen un valor del mismo alcance que otros aisladores conocidos, tales como el asbestos y el corcho. La dentina de por si es, -- por supuesto mala conductora de calor, y por lo tanto, un buen aislante de los cambios térmicos de la boca y del calor desarrollado durante la preparación de la cavidad o el fraguado de los materiales para restauración.

Los cementos zinquenólicos como materiales para bases están aumentando su popularidad. Es evidente que no son irritantes y que ejercen una acción paliativa sobre la pulpa así como también una buena asilación térmica.

Los cementos de silicato se usan casi exclusivamente como material para obturación permanente. Poseen excelentes cualidades estéticas, sobre todo en los primeros meses de su aplicación en la cavidad oral. Por desgracia, se desintegran gradualmente en los fluidos bucales, se pigmentan y se resquebrajan y por lo tanto la denominación de permanente, como se los clasifica es inadecuada si se los compara con los materiales metálicos para obturaciones, por ejemplo.

Hasta donde se conoce, todos los cementos se contraen al fraguar. Todos preceden escasa dureza y resistencia en comparación con los metales y se desintegran lentamente en los fluidos bucales. Todavía no ha sido posible encontrar una solución a este problema; por lo tanto, siempre que se empleen estos materiales hay que tener factores negativos.

**PROPIEDADES TERMICAS.** Sobre una superficie de una probeta de amalgama dental se aplicó una fuente de calor a una temperatura constante de 71°C (160°F) y, en función del tiempo transcurrido se midió el aumento de temperatura de la superficie opuesta de la amalgama a la temperatura ambiente. Dentro del siste-

ma se interpusieron entonces distintos tipos de materiales para bases cavitarias y se midió la reducción en el régimen de calor o el cambio de temperatura. Esto dió la pauta de las propiedades que como aislantes del calor tenían las bases adicionadas - en comparación a cuando la amalgama estaba sola.

Es evidente que el régimen de transferencia de calor a través de la amalgama es rápido en comparación con aquellos de las bases de cemento de fosfato de zinc (C), de hidróxido de calcio (D) y de óxido de zinc-eugenol, pero no así con barniz cavitario que con frecuencia se utiliza con ese propósito. No cabendudas de que los cambios de temperatura de la boca afectan con más agudeza a la pulpa en una restauración de amalgama sin aislar que en otra que se ha protegido con un cemento para base.

Los distintos tipos de cementos que habitualmente se usan como base, todos son efectivos para reducir la conducción de calor. Aunque entre ellos existen algunas diferencias en el régimen de difusión térmica, es probable que el espesor de la base sea de mayor significación que sus composiciones la difusión -- térmica a través de una materia no sólo depende de su coeficiente de conductividad térmica sino también de su base de grosor. - De esta manera, aunque un cemento para base pueda tener por naturaleza un coeficiente térmico bajo, para proveer una aislación térmica adecuada, es necesario que posea un determinado espesor mínimo.

El espesor de las bases utilizadas en la obtención de los datos fue de 1.5 milímetros. Cuando la capa de cemento se redujo a 0.2 milímetros, por ejemplo el cambio de temperatura fue - aproximadamente el mismo que cuando la base no estaba presente. El espesor mínimo requerido para lograr una aislación térmica - adecuada todavía no se ha determinado. De más esta decir que - una delgada "Pintada" de cemento aplicada en el piso de la cavidad dentaria no suministrará protección contra los cambios térmicos transmitidos a través de la restauración metálica.

**RESISTENCIA.** El cemento debe tener suficiente resistencia para soportar las fuerzas de condensación de tal manera que la base no se fractura durante la inserción de la restauración. La fractura o desplazamiento de la base permite que la amalgama penetre a través de la misma, tome contacto con la dentina, por lo tanto, anule la protección térmica que debía proveer la base. Asimismo, en una cavidad profunda un cemento para base de un bajo grado de resistencia puede permitir que la amalgama sea forzada dentro de la pulpa a través de las exposiciones microscópicas. De la dentina. La base deberá también ser resistente a la fractura o a la distorsión de todas las tenciones masticato-

rias transmitidas a través de la restauración permanente.

La resistencia comprensiva de los materiales para la base de óxido de zinc-eugenol y de hidróxido de calcio se compara -- con las del cemento de fosfato de zinc en intervalos de 7 minutos, 30 minutos y 24 horas. Los materiales A, B y C son propiamente cementos de óxido de zinc-eugenol. El A está destinado -- principalmente para utilizarlo como base y se suministra en forma de pasta. También se incluye una mezcla convencional utilizando acetato de zinc como un acelerador. Los Hidróxidos de -- calcio D y E son sistemas con dos pastas componentes.

La resistencia compresiva a los 7 minutos es de particular interés. Representa aproximadamente el tiempo que tomó el odontólogo para mezclar, colocar terminar la base. El tiempo de -- fraguado del cemento y los procedimientos operatorios influyen -- sobre el tiempo exacto requerido para llevar a cabo estos pasos, pero 7 minutos representan un tiempo más real. Por esta razón -- los valores de la resistencia cuando se ejercen sobre la base -- las presiones de la condensación de la amalgama.

Aunque el cemento de fosfato de zinc a los 30 minutos posee una resistencia comprensiva apreciablemente más alta que -- los otros tipos de cemento, la que corresponde a los 7 minutos -- está adentro del alcance de los otros. En efecto, a los siete -- minutos el cemento de óxido de zinc-eugenol B es aproximadamen -- te dos veces más resistente que el cemento de fosfato de zinc.

A los efectos de que la determinación de la resistencia de los materiales para base agrupados en la tabla No. (1) fuera -- adecuada, se colocaron con un espesor uniforme sobre las paredes proximales y pisos pulpares de cavidades de 11 clases preparadas en dientes humanos extraídos. Sobre estas bases se condensaron de inmediato restauraciones de amalgama. Si subsiguientes secciones de los dientes mostraron, que la resistencia de -- las bases fue adecuada.

Ninguna de las bases fue distorsionada o fracturada. Sobre y solo cuando se utilizó una base con una resistencia compresiva menor que 12 kilogramos por centímetro cuadrado se comprobó, una fractura a dezplasamiento.

No obstante, la exacta resistencia requerida para soportar las fuerzas masticadoras todavía no se ha sido determinada. In cuestionablemente, el diseño de la cavidad constituye un factor importante. En una preparación simple de I clase, donde la base está soportada sobre todas sus caras verticales, se requerirá menor resistencia que en una preparación de II clase. En eg

Material	7 minutos (Kg/cm <sup>2</sup> )	(psi)	30 minutos (Kg/cm <sup>2</sup> )	(psi)	24 horas (Kg/cm <sup>2</sup> )	(psi)
Oxido de zinc-eugenol.						
A	28	400	35	500	52	750
B	161	2300	210	3000	245	3500
C	63	900	70	1000	126	1800
(Oxido de zinc -- U.S.P. + acetato - de zinc)-eugenol.						
	42	600	88	1250	84	1200
Hidróxido de calcio						
D	77	1100	63	900	84	1200
E	39	550	49	700	105	1500
Fosfato de zinc						
F	70	1000	882	12600	1211	17300

Resistencia a la compresión de materiales para base de cemento.

T A B L A I

te último caso, cuando se restaura una depresión profunda o un ángulo, tal vez requiere una mayor resistencia para las tenciones masticatorias.

De esta manera la selección de un material para base está gobernada, en una gran parte, por el diseño de la cavidad y -- por el tipo de material para restauración permanente que se ha de utilizar, en algunos casos, uno de los cementos de óxido de zinc, o de hidróxido de calcio mayor resistencia puede ser eficaz como base. En otros, es posible que sea necesario cubrir la base con una capa de cemento de óxido de zinc o de hidróxido de calcio de mayor resistencia puede ser eficaz como base.- En otros es posible que sea necesario cubrir la base con una - capa de cemento de fosfato de zinc, debido a que la resisten-cia compresiva de este último es apreciablemente mayor que la de la mayoría de los cementos para base de óxido de zinc-eugenol o de hidróxido de calcio.

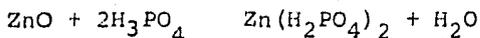
#### 1) CEMENTO DE FOSFATO DE ZINC

a) COMPOSICION. El cemento de fosfato de zinc, se compone de un polvo y un líquido.

1.- POLVO. El polvo está compuesto principalmente de óxido de zinc, con hasta un 10% de óxido de magnesio y pequeñas - cantidades de pigmento.

2.- LIQUIDO. El líquido está compuesto principalmente de ácido ortofosfórico concentrado que contiene 35 a 40% de agua- y un 2.5 de fosfato de aluminio que actúan como buffers o amor-ti-gu-ad-ores del ácido fosfórico, y en algunos casos un 5% aproximadamente de fosfato de zinc. El contenido del agua controla la ionización del ácido, y así la velocidad de reacción con el polvo. Las sales ayudan también a controlar la velocidad de - las reacciones, y los iones aluminio favorecen la formación de un producto de reacción amorfo que da un cemento más resistente.

b) QUIMICA DEL FRAGUADO. Cuando se mezclan polvo de óxido de zinc y ácido fosfórico se produce entre ambos una reacti-o-n química exotérmica cuyo producto final es una masa sólida. La naturaleza exacta del producto resultante no es del todo con-o-nocida, pero se supone que al final se forma un fosfato de zinc terciario ( $Zn_3(PO_4)_4 \cdot 4H_2O$ ). Quizás, el fenómeno íntimo consiste en una solubilización de la superficie de las partículas de polvo en ácido fosfórico a saturación. Es probable que entonces tome lugar la formación de un fosfato de zinc primario:



Es evidente que, al colocarla en la boca, la mezcla se compone de una solución de ácido fosfórico y fosfato de zinc primario y de partículas de polvo no disueltas. La solidificación o proceso del fraguado consiste en una reacción posterior, por lo que se forma un fosfato de zinc terciario estable e insoluble en agua que, de una solución sobresaturada precipita en una forma cristalina.

Todo óxido de magnesio presente en el polvo del cemento reacciona posiblemente de un modo análogo, produciendo un fosfato de magnesio terciario ( $\text{Mg}_3(\text{P})_4 \cdot 4\text{H}_2\text{O}$ ). El compuesto es insoluble en agua, aunque no tanto como el fosfato de zinc terciario.

La reacción de los cementos dentales se retarda por medio de "buffers", que, como se vió, que se agregan al licuado. La reactividad del polvo también se puede reducir en el proceso industrial, sintetizando los componentes a temperaturas próximas a los 100°C y 1400°C (1830°F y 550°F) hasta formar una torta que luego se muele y tamiza hasta transformarla en un polvo fino.

La reacción es peritética por naturaleza, alrededor de cada partícula se forma una funda constituida por el producto de la reacción, que a medida que aumenta de espesor dificulta cada vez más la difusión del ácido residual. La funda cristalina es más densa en las partes adyacentes a la partícula y, a medida que la matriz se hace más gruesa, los cristales devienen menos numerosos. El resultado final, es una estructura nucleada.

c) CONTRALOR DEL TIEMPO DE FRAGUADO. El tiempo de fraguado de los cementos debe ser controlado rigurosamente. Si el endurecimiento es demasiado rápido se perturba la formación de los cristales, los cuales pueden ser rotos durante el espatulado o en la inserción de una corona o una incrustación en la preparación dentaria. El cemento así obtenido será débil y faltó de cohesión. Si, por el contrario, el tiempo de fraguado es muy largo, la operación, dental se demora en forma innecesaria. A la temperatura bucal el tiempo de fraguado razonable para cemento de fosfato de zinc debe estar comprendido entre los 4 y los 10 minutos.

Por lo común, el tiempo de fraguado se determina con una aguja de Gillmore de 1 libra a la temperatura de 37°C (98.6°F)

y una humedad relativa de 100 %. Se lo define como que transcurre desde que se inicia la mezcla hasta el momento en que el extremo de la aguja no penetra más suave en la superficie del cemento cuando se la deja descender suavemente.

El tiempo de fraguado está influenciado por el proceso de elaboración que se haya seguido y su controlador puede llevarse a cabo con los siguiente factores.

1. Composición y temperatura de sintetizado de los componentes del polvo. Cuando más alta sea la temperatura de la -- sintetización, tanto más lento será el fraguado del cemento.

2. Composición del líquido y, de manera particular, la -- cantidad de agua y sales "Buffers" que contenga.

3. Tamaño de las partículas del polvo. Cuanto más grandes sean, tanto más lenta será la reacción, puesto que el polvo ofrecerá menos superficie de contacto al líquido.

Cuando el odontólogo efectúa la mezcla del polvo y el líquido, no hace más que proseguir el proceso de fabricación comenzando por el industrial y los factores que están entonces -- bajo su control son los siguientes:

1. Cuanto menor sea la temperatura durante la mezcla, tan to más lento será el fraguado mientras el se mantenga a la mis ma temperatura. La temperatura se puede controlar enfriando -- la loseta. La mezcla efectuada sobre una loseta enfriada, sin embargo, al ser colocada en la preparación dentaria fragua más rápido que otra similar hecha una loseta caliente.

2. En algunos casos, el régimen al que el polvo se añada -- al líquido puede influir acertadamente sobre el tiempo de fraguado. Por lo general, cuanto más lenta es la incorporación, -- más se prolonga el tiempo de fraguado. Es probable que la matriz solo se forme cuando la mezcla se completa. La adición -- lenta del polvo prolonga el tiempo de mezcla y, por lo tanto, -- retarda el tiempo de fraguado.

3. Cuanto más líquido se emplee en la mezcla, tanto más -- lento será el régimen del fraguado. Evidentemente el ácido -- atenúa la mezcla y se requerirá más tiempo para entrecruzamien -- to de los cristales. De una manera similar, el tiempo de fra -- guado del yeso se retarda aumentando la relación.

4. Dentro de límites prácticos, a un mayor tiempo de espa -- tulado corresponde un retardo en el tiempo de fraguado. Es de

notar que este efecto es inverso a lo que suceda con el yeso - en la condición similar. Como ya se vió, la matriz se forma - después que la mezcla se completa. Toda formación que se produzca en reto por la espátulación.

El método más práctico con que cuenta el odontólogo para modificar el tiempo de fraguado es el de regular la temperatura de la loseta. Por lo general, conviene aumentar dicho --- tiempo porque, de esta manera, no sólo existe la posibilidad - de hacer una mezcla homogénea, sino también la de incorporar - una cantidad mayor de polvo. Para el logro de este objeto con vienen entonces enfriar la loseta. Pero al hacer el enfria- - miento hay que tener especial cuidado de que la temperatura - de la loseta no será inferior al punto de rocío del medio am- - biente, porque así fuera la, humedad del aire se podría conden- - sar sobre su superficie y provocar una aceleración en el fra- - guado en vez de un retardo.

Otro medio efectivo de controlar el tiempo de fraguado -- que está al alcance del odontólogo es el régimen de incorpora- - ción del polvo al líquido. Para regular el fraguado habitual- - mente el polvo se adiciona al líquido en pequeñas y uniformes - porciones en intervalos de tiempo estipulados. Tanto la prác- - tica de aumentar la relación líquido-polvo, como la de prolongar el tiempo de espátulado para conseguir un tiempo de fragua- - do más lento, deben ser evitados por los efectos netagivos que- - producen en la resistencia y solubilidad de los cementos.

d) CONTENIDO DE AGUA EN EL LIQUIDO. Como se hiciera no-- - tar previamente, la cantidad de agua de el líquido esta deter- - minada por el fabricante. El odontólogo debe procurar mantener la constante, pues de lo contrario el equilibrio químico se -- - perturba. La no observancia en el cuidado del líquido suele - - conducir a comportamientos erráticos en los cementos.

Si el frasco que contiene el líquido se deja destapado se - - modificará la proporción de agua de acuerdo con la diferencia- - que exista entre las presiones de vapor de la atmósfera y la - - del líquido. Se observa la variación en peso que experimenta- - el líquido de un cemento cuando se lo conserva en contacto con el aire o en una atmósfera saturada de humedad. En el primer- - caso, por lo general, pierde agua según lo evidencia la misma. - - Pero en el segundo, en cambio, si la humedad es tan elevada co- - mo para que la presión de vapor del aire supere a la del líqui- - do este absorbe agua. De estos hechos deducen que el frasco - - sólo debe destaparse recién en el momento de usar el líquido y por un lapso tan breve como sea posible. Además no conviene - - dejarlo sobre la loseta en contacto con el aire más tiempo del

extrictamente necesario para comenzar la mezcla con el polvo.

La modificación de la cantidad de agua contenida en el líquido produce una notable alteración del tiempo de fraguado. - Así, por ejemplo, una ligera delución del líquido por aumento de la cantidad de agua acelerada el tiempo de fraguada. El -- efecto es similar al producido cuando la mezcla del cemento se hace sobre una loseta enfriada a una temperatura inferior al -- punto de rocío del medio ambiente.

Si, por el contrario, líquido se deshidrata por evapora-- ción, el tiempo de fraguado se prolonga. Este efecto se relaciona con el grado de ionización del líquido.

La evaporación se hace evidente por la formación de cristales que se disponen en las paredes del frasco o por el aspec-- to nebuloso que adquiere el líquido. Estas dos manifestacio-- nes tienen su origen en la precipitación de las sales que ac-- túan como tapones o amortiguadores "buffers". En cambio, si el fenómeno es inverso y el líquido absorbe agua. Hidratándo-- se, no se notará ninguna modificación apreciable, repetidas -- aperturas del frasco en largos períodos de tiempo alteran sin-- lugar a dudas la relación agua-ácido del líquido remanente. - Esta es la razón por la que es preferible descartar aproximada-- mente la última quinta parte del contenido. A propósito la espe-- cificación No. 8 de la Asociación Dental Americana incluye un-- requisito con un 20 % de exceso con respecto a la cantidad de-- polvo para completar la reacción.

El cuello del frasco se deberá mantener limpio y libre de residuos. El agitado del líquido no es necesario.

e) ACIDEZ. Como se puede deducir por la presencia del -- ácido fosfórico, el grado de acidez de los cementos es bastante alto en el momento de ser llevados al diente.

Utilizando electrodos micro=antimonio, algunos estudios - indican que, tres minutos después de comenzada la mezcla el PH del cemento de fosfato de zinc es aproximadamente de 3.5. A - partir de aquí, el PH no sólo es más bajo, sino que permanece-- en estas condiciones durante mucho tiempo. Tanto el pH ini-- cial como el que puede tener a los 28 días en las mezclas flui-- das de cemento de fosfato de zinc es de 0.5 unidades más baja-- que la que corresponde a las mezclas de mayor consistencia.

Es creencia general que el propio diente puede actuar de-- alguna manera como "buffer" sobre el bajo PH del cemento de -- fosfato de zinc. Así, por ejemplo, cuando el pH de la mezcla--

de cemento se mide en la interficies diente-cemento de (fosfato de zinc es de 0.5) a los tres minutos después de mezclado, su PH es, aproximadamente, de 0.5 unidades más alto que cuando se determina separadamente en la propia mezcla de cemento.

Un mes después, por el contrario, el PH es ligeramente -- más bajo en la interficies diente-cemento que el de una mezcla testigo. Por lo tanto, parece ser que el diente sólo tiene un efecto "buffers" muy limitado sobre el PH.

La temperatura también afecta al Ph del cemento. El PH - de un cemento de fosfato de zinc a 37°C (98,6°F) es, aproximadamente, de 0,2 unidad más alto que cuando se lo mida a 20°C - (68°F).

De todos estos datos se desprende que es evidente que el peligro de dañar la pulpa por la acides del cemento se produce durante las primeras horas después de su inserción. De cualquier modo, si contra la infiltración del ácido, la pulpa puede ser lesionada. Sólo se necesita el 0.5 del total de la superficie ácida disponible para difundir a través de la dentina e inducir cambios vasculares en la pulpa.

f) CONSISTENCIA TIPO. La consistencia inicial de la mezcla polvo-líquido es de especial interés. Para lograr mejores propiedades físicas, la mezcla más apropiada es de la alta consistencia; sin embargo, para cementar una incrustación no conviene una mezcla excesivamente viscosa por cuanto es probable que no fluya rápidamente entre las paredes cavitarias y la regtauración, impidiendo que esta última se ubique en su posición correcta.

La consistencia de un cemento varía en función de la relación líquido polvo. Cuanto más polvo se incorpora al líquido, tanto, mayor será la consistencia de la mezcla. Dependiendo - de su composición, la relación líquido-polvo varía de un cemento a otro.

Cada fabricante deberá especificar la relación líquido-polvo adecuada para lograr la consistencia deseada.

La consistencia tipo, según la especificación No. 8 de la Asociación Dental Americana, se determina mediante una prueba de consistencia modificable. Se define como la consistencia - que se obtiene al mezclar 0.5 centímetros cúbicos de líquido - con la cantidad necesaria de polvo para que, al colocar 0.5 -- centímetros cúbicos de la mezcla aún sin fraguar entre dos láminas de vidrio y se aplique sobre la superficie de la superior

una carga a 120 gramos (4,2) onzas, se logre formar un disco - de 30 milímetros (1,18 pulgadas) de diámetro.

g) **ESPESOR DE LA PELICULA.** Al cementar una restauración sea esta una incrustación o una corona, es necesario que la película de cemento que queda interpuesta entre el tejido dentario y la restauración sea lo suficiente delgada como para no comprometer el ajuste correcto de ésta última. El espesor de la película de cemento y la adaptación de la restauración están determinados en gran parte por la presión ejercida durante la cementación, por la temperatura y la viscosidad y, por lo menos en ciertos casos, por la conicidad de las partes de la preparación dentaria.

El espesor mínimo de esa película guarda una relación directa con el tamaño de las partículas del polvo, sin, embargo, el espesor real de la película puede ser inferior a la dimensión más larga de la partícula de polvo. Además, al ponerse en contacto con el líquido y durante las subsiguientes maniobras, las partículas experimentan una reducción en su tamaño, sea por disolución, por el aplastamiento que soportan en el espátulado o por la presión a que se las somete al colocar la restauración in situ. Se ha comprobado que las mezclas realizadas con polvos que tenían una o más partículas con una longitud de 75 micrones en una dimensión permitían la formación de películas de 35 micrones de espesor.

No obstante, las partículas interpuestas entre las partes de la restauración y las del diente, eventualmente son capaces de soportar la presión ejercida por el odontólogo para ubicar la restauración. El tamaño de estas partículas en tales condiciones se ha considerado como el tamaño de estas) y en tales condiciones se ha considerado como el tamaño efectivo del grano del cemento. Por lo general, cuando más finas son las partículas originales, tanto más pequeño es el tamaño efectivo del grano y tanto más bajo es el espesor de la película.

La prueba que se emplea para la determinación del espesor de la película de los cementos es la que describe la especificación No. 8 de la Asociación Dental Americana. Ella consiste en lo siguiente: entre dos láminas de vidrio de 2 centímetros cuadrados de superficie (0.31 pulgadas cuadrada), aproximadamente, se interpone una mezcla de cementos de consistencia tipo y sobre la superficie se hace actuar una carga de 15 kilogramos (33 libras) durante 10 minutos. De acuerdo con la especificación, como el espesor de las dos láminas juntas es conocido, el aumento que experimenten por la interposición del cemento dará directamente el valor del grosor de este último.

Así medida la película de cemento deberá ser superior a los 40 micrones.

h) CONTACTO CON LA HUMEDAD. Atento a lo ya estudiado - con respecto a la naturaleza crítica del contenido de agua del cemento, tanto durante el espatulado de la mezcla como en el momento de aplicarlo en la boca, y aún hasta su total endurecimiento. Si se permite que el fraguado se haga en contacto con una película de saliva, parte del ácido fosfórico se diluirá en ésta y, como consecuencia, la superficie del cemento que dará opaca, blanda y fácilmente soluble en los fluidos bucales.

No obstante, tampoco es conveniente hacer una desecación absoluta del campo operatorio. Si las paredes cavitarias, más que secarse, se deshidratan con alcohol y aire caliente es probable que una parte mayor del ácido fosfórico sea absorbida por los túbulos dentinarios, con el probable daño pulpar que ello implica.

Por el contrario, una vez que el cemento ha fraguado es conveniente evitarse deshidratación. Un cemento deshidratado se contrae, se desquebraja superficialmente y se desintegra.

i) RETENCION. De acuerdo con lo visto, la adhesión es la propiedad que se refiere a la atracción existente entre moléculas de distintas sustancias. Entre los cementos dentales y las estructuras dentarias no existe adhesión, como no la hay tampoco con cualquier otro material restaurador actual. El ideal sería que la adhesión fuera efectiva. Por lo tanto el objetivo futuro debe ser el lograr medios cementantes que realmente cumplan el cometido.

Sin, embargo, en un sentido más amplio, la acción cementante que provee cierta retención a la restauración se puede referir también a los fenómenos de traba mecánica, como la que mantienen unidas piezas de papel o de madera engomadas o encoladas. Cuando se juntan dos trozos de madera por medio de una cola común. El líquido se insinúa y penetra en los pequeños poros y grietas. El posterior endurecimiento de la cola mantiene unidos de los trozos en virtud de los numerosos filamentos de la cola sólida que forman y que actúan como trabas mecánicas. De esta manera la posterior separación de las partes sólo se logran mediante un corte.

Al cementar una incrustación, tanto ésta como las paredes cavitarias presentan estrías y rugosidades en las que el cemento se ubica en estado plástico. Como muchas de esas rugosidades son retentivas, al cristalizar el cemento que en ellas pe-

netra actúa como una traba que provee retención, a la incrustación. Por esta razón las superficies excesivamente pulidas no ofrecen tanto retención. Cuando se intenta unir las con cementos dentales, como lo hacen superficies rugosas.

Es preciso insistir en que la acción retentiva que se logra con los cementos dentales actuales es mecánica y no provee una verdadera adhesión. Asimismo, la retención de la restauración se controla principalmente por el diseño mecánico de la preparación dentaria y no por alguna característica adhesiva de los cementos.

El espesor de la película interpuesta entre la restauración y las paredes dentarias también constituye un factor en la retención. Cuanto más delgada es la película, tanto mejores es la acción cementante. Es probable que este efecto sea el resultado de varios factores, uno de los cuales es el del propio cemento que está sujeto a fallas internas, a defectos estructurales y a espacios de aire. Tales defectos como en el caso de una verdadera adhesión, se minimizan con una película delgada. Otros factores que entran en juego son la Química de las áreas expuestas, la tensión superficial, el ángulo de contacto y otros fenómenos similares.

Además del espesor de la película hay, sin embargo, otras propiedades inherentes a los cementos que influyen en la eficacia de la unión. Así por ejemplo, si la mayor parte de la extensión del total de la película de cemento se fractura la regtauración no queda trabada mecánicamente al diente. Por esta razón, cuanto mayor sea la resistencia del cemento tanto menor será su tendencia a fracturarse. Se ha demostrado que se re-quiere apreciablemente mayores fuerzas traccionales tangencia-les para desalojar restauraciones cementadas con materiales -- que tengan mayores fuerzas traccionales y con materiales que \* tengan una alta resistencia comprensiva. No obstante, parece que tal retención, además de la resistencia comprensiva, están involucradas otras propiedades, tales como la resistencia trac-cional o tangencial y, como ya se ha visto, el espesor de la -película.

La retención mecánica también depende de los cambios di-dimensionales que se producen en el cemento durante el fraguado como un resultado de la ganancia o pérdida del agua o como el de las diferencias de los coeficientes de expansión térmica -- del diente, de la estructura cementada y del propio cemento.

j) ESTABILIDAD DIMENSIONAL. Los cementos de fosfato de - Zinc se contraen al fraguar.

Demuestra que la contracción es más evidente cuando el cemento está en contacto con el aire que cuando está con el agua. Ellos explican por que no debe permitirse su deshidratación. - Si el cemento a de estar en un medio acuoso su contracción será despreciable, por lo menos desde el punto de vista de su acción cementante. Así, por ejemplo, el espesor de la película interpuesta entre un diente y una incrustación es de 0.1 milímetros y se acepta que el cemento contrae linealmente 0.08 por ciento, su dimensión total será de 0.00008 milímetros, es decir, 0.08 micrones. Esta variación dimensional carece de importancia práctica.

k) RESISTENCIA. Por lo general, la resistencia de los cementos dentales se expresa en función de su resistencia a la comprensión. De acuerdo con la especificación No. 8 de la Asociación dental Americana, la resistencia a la comprensión de un cemento de fosfato de zinc no debe ser menor que 840 kilogramos por centímetro cuadrado (12.000 libras por pulgada cuadrada) siete días después de hecha la mezcla.

Como se vió, la resistencia de un cemento está supeditada a la relación líquido-polvo que se use. Al respecto no deja lugar a dudas. La resistencia a la compresión aumenta rápidamente con el aumento de la cantidad de polvo que se utilice para una cantidad fija de 0.5 milímetros de líquido. La cantidad de polvo necesaria para que este cemento en particular tenga la consistencia tipo es de 1.4 gramos para 0.5 milímetros de líquido. Es de notar que el aumento de la cantidad de polvo por encima de los 1.4 gramos produce muy poco aumento en la resistencia a la compresión, pero una disminución por debajo de este valor la reduce notablemente.

Se desprende que el cemento, desde el punto de vista práctico, alcanza su máxima resistencia el primer día posterior a su fraguado. Durante la primera hora ya tiene un 75 por ciento de su valor total.

Si los cementos de fosfato de zinc se dejan en contacto con agua por un tiempo prolongado, su resistencia disminuye gradualmente. Posiblemente ello se debe a una paulatina desintegración, similar a la que tiene lugar en la boca.

Es probable que la resistencia de los cementos de fosfato de zinc colocados debajo de una incrustación o una corona sea suficiente, pero cuando están expuestos a las fuerzas normales de la boca, como en el caso de su utilización como material para obturación temporaria, se produce en ellos una disminución notable de su resistencia y se hacen frágiles. En éstas condi

ciones de tensión y de erosión se fracturan y desintegran con relativa prontitud.

1) DUREZA. El número de dureza Knoop del cemento de fosfato de zinc al final de 24 horas es de 45, aproximadamente y de 50 aproximadamente al final de una semana.

m) SOLUBILIDAD Y DESINTEGRACION. Una de las propiedades de mayor significado clínico es probable que sea la de la solubilidad y desintegración de los cementos. En efecto, ella constituye un motivo de especial interés en la selección de cualquier material dental. En el caso del cementado de una incrustación la solubilidad del cemento es de lo más significativa. Aunque a simple vista no se perciva, siempre hay en los márgenes una delgada línea de cemento expuesta a los fluidos orales. Es bueno recordar que la agudeza visual en el campo bucal es de aproximadamente 50 micrones. De ésta manera cualquier línea de cemento que sea visible en la boca debe tener un ancho probable de 50 micrones por lo menos. Las porciones expuestas de cementos se disuelven gradualmente provocando el posible aflojamiento de la incrustación y la residiva de caries.

Además de las fallas que se pueden cometer en la preparación de la cavidad, es probable que la solubilidad del cemento sea el factor principal que contribuye a la residiva de caries alrededor de las incrustaciones ó coronas. Para disminuir el espesor del cemento expuesto es necesario tomar todas las precauciones para lograr una correcta adaptación en las incrustaciones y provocar que la técnica de manipulación que se adopte asegure que la solubilidad del cemento sea lo más baja posible.

Por lo común, la solubilidad se mide por medio de una inmersión de agua destilada durante 7 días (especificación No. 8 de la Asociación Dental Americana).

De acuerdo con ésta especificación, la solubilidad máxima no deberá exceder el 0.30%. Los mejores productos tienen valores apreciablemente más bajos.

No obstante, cuando los cementos se sumergen en ácidos orgánicos diluidos la solubilidad es mucho mayor. Asimismo, la solubilidad aumenta cuando la solución se cambia diariamente y cuando se desciende el PH del medio.

Dependiendo de la flora y del tipo de alimentación, en la cavidad oral existen agentes deletereos tales como ácidos orgánicos y amoniaco en concentraciones variables. Así por ejemplo, después de la ingestión de ciertos elementos, la película o capa

bacteriana sobre la superficie del diente o de la restauración se puede modificar por una hora más. El descenso del PH se ha relacionado con el ácido ascético y otros ácidos orgánicos.

La duración del cemento dependen fundamentalmente del tipo y PH de los ácidos a los cuales esté expuesto. De esta -- suerte la solubilidad en tales medios es indicativa del peligro que existe cuando los cementos de fosfato de zinc están expuestos a los flúidos bucales.

Como in vitro no es posible duplicar todas las condiciones de la boca en una sola prueba la inmersión en agua destilada se acepta como un método tipo de laboratorio. La experiencia ha demostrado que existe cierta relación con esta prueba y la duración del cemento en la boca. Sin embargo, esta correlación se debe limitar a los cementos de un determinado tipo y no entre cementos de diferente tipo.

El mecanismo exacto de esta solubilidad es desconocido. - El análisis del material desprendido de los cementos demuestra la existencia, además del zinc, que es el elemento predominante, la del fósforo, magnesio, aluminio y vestigios de calcio. - Es probable que primero sea atacada la matriz y se produzca entonces una erosión por la que el cemento se desmorona y desintegra, sobre esta base, es evidente que cuando mayor cantidad de polvo se incorpore al líquido, tanto menor será la desintegración.

Atento a esto, para disponer de un amplio tiempo para incorporar la cantidad máxima de polvo, dentro del límite de una consistencia apropiada, es esencial el uso de una loseta enfriada.

n) CONSIDERACIONES TECNICAS. En síntesis, durante la manipulación de los cementos dentales se deben observar las siguientes indicaciones.

1. Para proporcionar el polvo y el líquido es probable -- que no sea indispensable utilizar medidores, ya que la consistencia deseada puede variar de acuerdo con el tipo de trabajo que se realice. Debe tenerse presente, sin embargo, que para reducir la solubilidad y aumentar la resistencia, para una determinada cantidad de líquido debe utilizarse el máximo posible del polvo.

2. Conviene usar una loseta enfriada. Sin embargo, el enfriamiento no debe ser tal como para que la temperatura de la loseta se haya por debajo de la temperatura de rocío del medio

ambiente. La loseta fría al prolongar el tiempo de fraguado -- permite la incorporación de una mayor mezcla y cantidad de polvo antes de la cristalización endurezca la mezcla.

3. La mezcla se inicia incorporando al líquido una pequeña cantidad de polvo. Esta manera de proceder contribuye a la neutralización de la acidez complementando la acción amortiguante de las sales presentes en el líquido (buffers). Imprimiendo a la espátula un movimiento vivo y rotatorio se adicionan por vez pequeñas cantidades. La mezcla se extiende en una amplia porción de la loseta. Una norma conciente es espatular cada incremento durante 20 segundos. El tiempo total de la espatulación no es estrictamente crítico y por lo común requiere aproximadamente un minuto y medio. La consistencia final de la mezcla -- tendrá que variar de acuerdo con la aplicación que se ha de dar al cemento y a la opción del operador. La consistencia deseada siempre se deberá lograr añadiendo mayor cantidad de polvo, pero de ninguna manera esperando que una mezcla fluida adquiera mayor viscosidad. Tal manera de proceder fractura los cristales ya formados y debilita acentuadamente el cemento final. Así mismo se desintegra más rápido en los fluidos bucales debido a la fragmentación de la matriz y al aumento de la tendencia al desmoronamiento de las partículas que forman la nucleación.

4. Debido a que el tiempo de fraguado es menor que la temperatura de la boca que a la del ambiente, al cementar una restauración se debe colocar el cemento primero en esta y luego en las paredes cavitarias. El transporte de la restauración a la cavidad debe hacerse de inmediato antes de que comience la cristalización. Mientras se produce el fraguado, la restauración -- deberá mantener presionada contra la restauración estructural -- dentaria. De esta manera disminuye el tamaño de las burbujas de aire que invertidamente pudieran haber quedado incluidas en la masa. Durante toda la operación el campo debe mantenerse -- absolutamente seco.

5. El líquido de cemento debe mantenerse al abrigo del aire en un frasco herméticamente tapado, que se abrirá sólo en el momento de usarlo. En caso de que el líquido pierda la transparencia normal y se nebulice, debe destacarse. Es probable que esto sea indicativo de un desequilibrio químico ocasionando durante las repetidas aperturas del frasco, a pesar de la brevedad con que se haga cada una de ellas, como ya se hicieron notar, -- no se debe intentar utilizar la totalidad del líquido que contiene el frasco, sino que es preferible descartar las últimas porciones.

o) RELACION POLVO-LIQUIDO. Una mayor relación polvo-líquido

do da una mezcla más viscosa, un menor tiempo de fraguado, una más alta resistencia, menor solubilidad y menor cantidad de -- ácido libre.

p) MANIPULACION.

1.- Se agrega polvo al líquido en pequeñas porciones para lograr la consistencia deseada.

2.- La disipación del calor de la reacción mezclando sobre una gran superficie de una loseta enfriada permitirá una mayor incorporación de polvo para una cantidad dada de líquido.

3.- El cemento debe permanecer sin ser perturbado hasta el final del período de fraguado.

4.- La loseta de mezcla debe ser secada completamente antes de usarla.

5.- El líquido del cemento se mantiene tapado para impedir cambios en su contenido de agua.

6.- El líquido que pierde translucidez debe ser descartado.

q) VENTAJAS.- Los cementos de fosfato de zinc generalmente se manipulan con facilidad y tienen una larga foja de razonable durabilidad clínica. Pueden obtenerse altas resistencias a la comprensión y vajos niveles de espesor de película controlando la relación polvo-líquido.

r) DESVENTAJAS.- Fragilidad, solubilidad en ácidos orgánicos y fluidos bucales irritación pulpar, (debe emplearse una protección en cavidades profundas), falta de adhesión a la estructura dentaria, lo que lleva a filtración, y falta de características anticariogénicas.

s) USOS.- Para cementación de coronas totales, incrustaciones, bandas de ortodoncia, prótesis fija, como base (aunque no de manera directa) en preparaciones profundas.

2) CEMENTOS DE COBRE.

Con el objeto de conferirle ciertas propiedades antisépticas, al polvo de cemento se le agregan, a veces, sales de plata u óxido de cobre. La incorporación de óxido cúprico ( $\text{CuO}$ ) da al cemento un color negro y la de óxido cuproso ( $\text{Cu}_2\text{O}$ ) un -

color rojo. Si se le agrega ioduro cuproso ( $\text{Cu}_2\text{I}_2$ ) o silicato de cobre ( $\text{CuSiO}_3$ ) la coloración que toma es blanca o verde, -- respectivamente. Los dos óxidos son de cobre son los que más se utilizan con este fin y son factibles de ser mezclados en polvo, directamente con el ácido fosfórico.

De acuerdo con el porcentaje de óxido de cobre que se utiliza en reemplazo del óxido de zinc, los cementos de cobre se clasifican en dos tipos. Los de tipo I son aquellos que tienen un contenido de cobre hasta 25 por ciento los del tipo II sólo contienen una cantidad entre 2 y 5 por ciento.

Las reacciones químicas que toman lugar en estos cementos son similares a las que los cementos de fosfato de zinc así como también lo es de la manera de manipularlos. Se utilizaron principalmente como material para obturación temporario, de manera particular en odontopediatria. Debido a que su conducta clínica no parece ser superior a la de cualquier otro material para obturación temporario y, en razón de que su reacción tóxica sobre la pulpa es por lo general reconocida, en el momento actual rara vez se los utiliza. Dentro de la lista de los -- irritantes pulpares ocupan un lugar de privilegio. Es fácil comprender sus características irritativas cuando se determinan el PH de un cemento fraguado. A los tres minutos el PH de un cemento de tipo II es de 2.5 y el de uno de tipo I de 0.8. Aún después de 28 días, el PH de un cemento de tipo I permanece tan bajo como 5, 3. La resistencia a la compresión de los cementos de cobre puede variar entre 1,470 kilogramos por centímetro cuadrado (21.000 libras por pulgada cuadrada) para el cemento de cobre rojo y 630 kilogramos por centímetro cuadrado (9.00 libras por pulgada cuadrada para el cemento de cobre negro. La desintegración en agua típicamente de 0.05 por ciento para el cemento de cobre rojo y de 3.7 por ciento para el negro.

### 3) CEMENTOS DE OXIDO DE ZINC-EUGENOL.

Estos cementos se presentan habitualmente en forma de polvo y líquido y se mezclan de la misma manera que los de fosfato de zinc. Se les utiliza como material para obturación temporaria, como aislante del choque térmico debajo de obturaciones de ión hidrógeno, aún en momentos de ser llevado a la cavidad dentaria, es de PH 7, aproximadamente. Esta es una de las razones por las que éstos son los menos irritantes de todos -- los cementos.

a) COMPOSICION. La composición química de estos cementos

es esencialmente la misma que de los compuestos zinquénicos-- excepto que en el caso de los primeros se omiten los materia-- les para relleno y los plastificantes, en la tabla siguiente - se da la composición química de un cemento de óxido de zinc y eugenol que en la práctica se ha usado con relativo éxito.

Ingredientes	Composición
Polvo	
Oxido de zinc	70.0 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.

Cuadro de la composición del óxido de zinc y eugenol.

Como en el caso de los componentes sinquénicos para im-- presiones distintos tipos de óxido de zinc producen distintos-- regímenes de reacciones con el eugenol. El óxido de zinc obte-- nido por la descomposición del hidróxido de zinc, carbonato de zinc o sales similares a temperaturas próximas a los 333°C -- (570°F) parecerá ser que reacciona más activamente con el euge-- nol. El óxido de magnesio (mgO) obtenido apartir del respecti-- vo carbonato, entre los 300 y 500°C (570 y 930°F), al mezclar-- se con eugenol también fragua dando una masa dura.

Si bien puede prepararse un cemento satisfactorio mezclan-- do solamente óxido de zinc del tipo adecuado y eugenol, las -- cualidades manipulativas se mejoran con el agregado de ciertos aditivos. Así por ejemplo, la resina mejora la consistencia - así como también la homogeneidad dela mezcla. Asimismo, la -- adición de pequeñas cantidades de cuarzo fundido, fosfato di-- cálcico, metilcelulosa y mica en polvo, faborecen la homogenei-- dad de la mezcla.

Muchas sales aceleran la reacción de fraguado, pero los - compuestos de zinc, tal como el acetato de zinc, propinato de zinc, y succionato de zinc, la hacen una manera particularmen--

te efectiva. El agua, alcohol, ácido ascético glacial y otras sustancias, también se emplean comunmente como aceleradores. -- Debido a que el agua es uno de los productores liberados durante la formación del producto de la reacción, solo un vestigio de agua es necesario para comenzar la reacción. De esta manera, esta agua, a su vez, reacciona nuevamente durante la prosecución del ZnOE.

Al igual que en el caso de los componentes zinquenolicos-para impresiones, el fraguado se puede retardar con glicol o glicerina, la esencia de clavo que contienen un 85% de eugenol la esencia de laurel y el guayacol pueden sustituir al eugenol.

b) TIEMPO DE FRAGUADO. Como se hiciera notar, el tipo de óxido de zinc tienen una influencia manifiesta sobre un tiempo de fraguado apropiado. Cuando más pequeño sea el tamaño de sus partículas, tanto más rápido será el tiempo de fraguado.

c) RESISTENCIA Y SOLUBILIDAD. La resistencia de los cementos de óxido de zinc-eugenol puede ser influenciada por varios factores. Es difícil valorar el efecto de la relación -- polvo-líquido por eso. Todos los cementos comerciales de óxido de zinc y eugenol y la mayoría de las mezclas experimentales contienen aditivos así como también variaciones en las relaciones polvo-líquido. En general, sin embargo, la resistencia parece aumentar con el aumento de las relaciones polvo-líquido. La resistencia de mezclas de óxido de zinc-eugenol puros aumenta cinco veces, duplicando la relación polvo-líquido. Cuando en la mezcla se incluyen algunos aditivos, la resistencia con una relación polvo-líquido de 9.25 a 1 es, aproximadamente, seis veces mayor que una relación de 3 a 1. Es menester destacar que la relación polvo-líquido más baja es más indicada que la que se emplea en la práctica dental y, -- por esta razón, puede ser más representativa de la resistencia dentro de las condiciones bucales.

Otras modificaciones del cemento también parecen afectar la resistencia. Cuando solo se mezclan óxido de zinc-eugenol el efecto del tamaño de las partículas de óxido de zinc aparente ser mínimo. Sin embargo, cuando el polvo se le agrega resina hidrogenada y al líquido un ácido orto-eto-xibenzoico (EBA), partículas más pequeñas aumentan la resistencia. Con éstas -- mezclas se han comprobado valores de resistencia de 105 a 600-Kg. por centímetro cuadrado. Como es de apreciar otros aditivos también mejoran la resistencia compresiva.

Es probable que el aumento de la resistencia sea el resultado de estos agentes que segregan en la matriz que rodea a --

las partículas de óxido de zinc, para formar un material combinado. Para alcanzar el mismo efecto se pueden combinar partículas discretas de polímetro con el eugenol.

El ácido orto-etoxibenzoico es particularmente efectivo - en aumentar la resistencia del cemento fraguado. Lamentablemente, cuando, se utiliza solo como un aditivo, la solubilidad es acentuadamente mayor. No obstante, si al polvo se le añade resina hidrogenada, la solubilidad desciende a un nivel aceptable.

La acción del ácido orto-etoxibenzoico no es del todo comprendida. El compuesto puede actuar como un agente quelático pero también puede formar un carboxilato de zinc, como lo hacen otros ácidos carboxílicos.

La solubilidad de las mezclas de óxido de zinc-eugenol en agua destilada es comparable a la de los cementos de fosfato de zinc. Otro tanto se puede decir con respecto a la solubilidad en los ácidos orgánicos diluidos.

d) USOS. Entre los materiales para obturaciones temporarias conocidas, los cementos de óxido de zinc-eugenol son quizá los más efectivos. El eugenol ejerce sobre la pulpa un efecto paliativo. El uso de indicadores radioactivos para medir la adaptación de algunos materiales a la estructura dentaria a demostrado que, (la estructura) desde el punto de vista de la disminución de la filtración, los compuestos zinquenólicos son excelentes, por lo menos durante los primeros días o semanas. Es posible que el efecto suavizante y que estos materiales ejercen sobre la pulpa es debido a la capacidad que tienen de impedir la filtración de fluidos y organismos que pueden producir procesos pulpares patológicos durante el tiempo que la pulpa es exitada.

La cementación de puentes fijos con cementos de óxido de zinc-eugenol es un procedimiento que se utiliza con frecuencia.

Se considera ésta técnica como una medida temporaria para dar lugar a que los dientes sean menos sensibles mientras la pulpa se recupera. Pasado éste período, el puente se cementa definitivamente con cemento de fosfato de zinc.

En la actualidad, sin embargo, la cementación permanente con óxido de zinc-eugenol esta ganando terreno. Apesar de que por su escasa resistencia y el posible aumento del espesor de la película interfaces, su uso podría estar contraindicada al respecto, la conducta clínica aborable de éste material debe -

ser tomada muy en cuenta.

En verdad, las características favorables del óxido de zinc-eugenol, tales como su adaptación inicial superior a la estructura dentaria y su baja solubilidad en ácidos, parece ser una poderosa recomendación para utilizarlo como un cemento permanente. Teóricamente, sin embargo, para evitar la fractura de las pequeñas prolongaciones de cemento que penetra en las irregularidades de la superficie del diente y del colado es necesaria una resistencia compresiva mínima. Algunos de los cementos de óxido de zinc-eugenol comerciales tienen una resistencia compresiva tan alta como 530 Kg. por cm<sup>2</sup>. Las características retentivas de éstos cementos parecen aproximarse a las de los cementos de fosfato de zinc. La tensión tangencial que se requiere para mover incrustaciones cementadas con algunos de éstos cementos es del 80 % de las tensiones requeridas para desalojar las mismas incrustaciones cementadas con cemento de fosfato de zinc. Tales observaciones sugieren que estos cementos pueden ser utilizados para cementaciones permanentes.

#### 4) CEMENTO DE HIDROXIDO DE CALCIO.

Otro material que se utiliza para cubrir la pulpa cuando inevitablemente se le expone durante una intervención dental es el hidróxido de calcio. Es creencia general que el hidróxido tiende a acelerar la formación de dentina secundaria sobre la pulpa expuesta. La dentina secundaria es la barrera más efectiva para las futuras irritaciones. Por lo común, cuanto mayor es el espesor de la dentina primaria y secundaria, entre la superficie interna de la cavidad y la pulpa, tanto mejor será la protección contra los traumas químicos y físicos. Con suma frecuencia se utiliza para cubrir el fondo de las cavidades aun que la pulpa no haya sido expuesta.

En la práctica se utilizan suspensiones, acuosas o no, de hidróxido de calcio que se hacen fluír por las paredes de la cavidad. El espesor de ésta capa es, por lo general, de dos milímetros. El hidróxido de calcio no adquiere suficiente dureza o resistencia como para que pueda servir como base; por lo tanto, es de práctica cubrirlo con cemento de oxifosfato de zinc.

La composición de los productos comerciales es variable. Algunos de ellos son meras suspensiones de hidróxido de calcio en agua destilada. Otros productos contienen 6% de hidróxido de zinc suspendidos en una solución de un material resinoso en cloroformo.

La solución acuosa de metil celulosa constituye también un

solvente para uno de ellos, mientras que en otros, que se presenta la forma de pasta, sus componentes son sales de suero humano cloruro de calcio y bicarbonato de sodio.

La composición de algunos de los productos comerciales de este tipo es enteramente complicado. Así, por ejemplo a veces se emplea un sistema de dos pastas, componentes que además del hidróxido de calcio contienen 6 o 7 sustancias. Parecen ser sumamente efectivos en la estimulación de crecimiento de la dentina secundaria. Esta formulación particular desarrolla, asimismo, una resistencia y una dureza considerables después del fraguado.

Los cementos de hidróxido de calcio poseen un alto pH que tiende a permanecer constante. Su alcance está entre un PH de 11.5 a 13.0. Como en otros tipos de cemento, la acción "Bufere" del diente es mínimo.

#### 5). CEMENTO DE SILICATO.

Los cementos de silicato se hacen con una combinación de polvo y líquido. El polvo contiene principalmente óxido de aluminio y de silicato, con algo de calcio y aproximadamente 12% de fluoruro. El líquido es principalmente ácido fosfórico que contiene aproximadamente 35% de agua. Cuando el líquido y el polvo se combinan en las proporciones correctas, el cemento resultante es un material translúcido, parecido en cierta manera al color natural de la pieza. A la mezcla combinada en forma de gelatina irreversible, junto con las partículas que no han hecho reacción, tiene rigidez y fuerza aceptables, PH bajo, coeficiente lineal de expansión térmica similar al de la estructura del diente, y alta solubilidad en líquidos bucales y ácidos.

Por su componente de ácido fosfórico, el silicato ya asentado tiene un PH inicial bajo, que un mes después de la inserción aún permanece por debajo de la neutralidad. Se sabe que los componentes ácidos del silicato penetran en la dentina y pueden afectar adversamente a la vitalidad de la pulpa. La penetración del ácido se verá más favorecida en piezas jóvenes con túbulos dentinales relativamente anchos y si obstrucciones. Una base de hidróxido de calcio y óxido de zinc y eugenol formará barrera adecuada a la penetración del ácido, mientras que recubrimientos más delgados de barniz para cavidades formarán solo barreras parciales. Preparar la pieza suficientemente para recibir la restauración de silicato y la capa de base protectora necesaria puede resultar en exposiciones pulpares, si-

la pieza acaba de hacer erupción y la cámara pulpar es bastante amplia.

A causa de la alta solubilidad de los cementos de silicatos en los líquidos bucales la longevidad de las restauraciones preparadas con éstos materiales es deficiente. La esperanza -- promedio de vida está considerada generalmente como de cuatro años. Bowen y sus colaboradores encontraron que el 42% de 74 restauraciones de silicatos que tenían bajo observación requereían sustitución en 3.5 a 6.5 años se han demostrado que los cementos de silicato son particularmente susceptibles a erosiones-- ocasionadas por bebidas cítricas--bebidas muy comunes en los jóvenes. Puede ser, por lo tanto, que la esperanza de vida de éstas restauraciones en pacientes infantiles sea aún menor que en adultos. El material está claramente contraindicado en niños -- que respiran por la boca o que muestran incisivos especialmente protusivos, ya que en éstos casos es posible que hayan exposiciones al aire con la consiguiente desecación. Los silicatos, -- al secarse, toman aspecto de tisa y sufren contracción y ablandamiento.

El niño o el adolescente que requiere restauraciones anteriores en sus piezas permanentes generalmente sufre un ritmo -- acelerado de ataque de caries. La única ventaja al colocar una restauración de silicato en éstos pacientes es el potencial anticariogénico del material.

En clínicas y las investigaciones de laboratorio se ha comprobado la impresión clínica de que las restauraciones de silicatos, a pesar de que filtran bastante y se deterioran rápidamente tienen menos destrucción nueva a lo largo de sus márgenes que otros tipos de restauraciones. El fluoruro incorporado al polvo de silicato durante el proceso de fabricación se filtran lentamente por la restauración y la absorbe el esmalte dental -- adyacente. El nivel de fluoruro así incrementado protege la -- pieza contra desmineralizaciones ácidas y caries secundarias. -- El definido potencial anticariogénico del material debe contrapesarse con la irritación pulpar que puede causar y su vida clínica relativamente corta, especialmente en bocas en que la higiene bucal puede ser deficiente y existan condiciones ácidas. Por sus propiedades adversas, nunca se han recomendado los silicatos para restauraciones de piezas primarias y su utilidad en -- piezas permanentes ha sido limitada. Con la llegada de las nuevas resinas compuestas, el uso de cementos de silicato en restauraciones de piezas infantiles ha sido declinada.

## 6). CEMENTO DE POLICARBOXILATO.

Los cementos de polycarboxilato constituyen un material dental totalmente nuevo. El primer informe publicado sobre és material apareció en 1968. Desde ese aumento han salido al -- mercado varios cementos dentales comerciales con fórmulas basadas en el sistema de polycarboxilato.

Al igual que el fosfato de cinc, el producto viene en polvo y líquido, que se mezclan antes de usarse. El polvo es un óxido de zinc modificado, similar al de otros cementos dentales, el componente líquido es una solución acuosa de ácido poliacrílico. El ácido poliacrílico es un polímero de la molécula ácida acrílica de tres carbonos ( $\text{CH}_2\text{-CH-COOH}$ ). Tiene grupos de ácido carboxílico libres, en carbonos alternos disponibles para unión. Cuando se mezclan polvo y líquido, los grupos de carboxilato del ácido poliacrílico se unen al zinc del polvo y forman una red de carboxilato de zinc. Según Smith, la mezcla impregna la superficie de la pieza y se adhiere químicomecánicamente a la pieza, y en menor grados la de dentina, por la unión de los grupos libres de carboxilato al componente calcáreo de la estructura dental.

El cemento de fosfato de zinc y el cemento de polycarboxilato parecen tener propiedades similares respecto a la solubilidad en agua y en ácido acético, fuera de tensión, tiempo de fijación espesor de la capa y PH. Mientras que el cemento de fosfato de zinc tiene mayor fuerza de compresión, el cemento de polycarboxilato muestra una adhesión superior al esmalte y también a la dentina.

Aunque ambos cementos muestren valores de PH comparables, los cementos de polycarboxilato no producen la irritación respuesta de los tejidos asociados con los cementos de fosfatos de zinc y son biológicamente más aceptables. Por la evidente superioridad biológicamente del cemento de polycarboxilato y su superior potencial de unión, está reemplazado al cemento de fosfato de zinc, especialmente como agente recubridor. En la odontopediatría, se utiliza el cemento de polycarboxilato al cementar coronas de acero inoxidable y bandas de ortodoncia.

Se han efectuado pruebas de laboratorio usando este material para recubrir soportes de ortodoncia directamente a las piezas, sin bandas intermedias. Es posible cementar directamente siempre que no se aplique fuerzas de rotación al soporte.

Actualmente, se están realizando pruebas clínicas en las que se unen soportes en forma de parche, diseñados especialmen

te a piezas de pacientes sometidos a tratamiento de ortodoncia con técnicas de alambres ligero.

La interacción quimicomecánica entre esmalte y cemento requiere contacto íntimo entre las dos superficies. Antes de cementar una banda de ortodoncia o una corona de acero inoxidable, debe limpiarse el esmalte y la pieza con una pasta acuosa de piedra pómez, la película restante debe eliminarse con alcohol, y debe secarse la superficie con aire.

La mezcla de cemento se hace según las instrucciones especiales del fabricante, se cementa a la manera normal. Cuando es necesario extraer una banda, se necesita un tirón fuerte para romper la unión.

Como hace poco tiempo que salieron los cementos de poliacarboxilatos, sus propiedades físicas y biológicas han sido menos investigadas que las del cemento de fosfato de zinc, y no se han supervisado su función clínica a largo plazo. Por ejemplo, saber se eliminan la descalsificación de la estructura del diente debajo de las bandas con el uso de este cemento solo podrá asegurarse después de que existan informes adicionales. El odontólogo practicante deberá permanecer informado de estudios que se publiquen sobre esta materia, y deberá recordar que la investigación futura de los fabricantes mejorará -- sin duda las propiedades los productos que se usan ahora.

## CAPITULO "II"

### AMALGAMA DENTAL COMO MATERIAL DE OBTURACION

- 2.1 AMALGAMAS (generalidades)
- 2.2 AMALGAMAS DENTALES.
  - a) Cambios dimensionales.
  - b) Efectos de condensación.
  - c) Efectos de contaminación.
  - d) Resistencia.
  - e) Efectos de la trituración.
  - f) Porosidad.
  - g) Regimen de endurecimiento.
  - h) Escurrimiento.
- 2.3 RESTAURACION CLINICA CON AMALGAMA.
- 2.4 PROPIEDADES FISICAS.
- 2.5 SISTEMA PLATA ESTAÑO.
- 2.6 AMALGAMA RESULTANTE DE DISTINTAS FACES DE ALEACION.
- 2.7 COMPOSICION DE ALEACIONES PARA AMALGAMA.
- 2.8 EFECTOS DE LOS COMPONENTES DE LA ALEACION.
- 2.9 ELABORACION DE LA ALEACION.
- 2.10 ENVEJECIMIENTO DE LAS ALEACIONES PARA AMALGAMAS.
- 2.11 HOMOGENIZACION.
- 2.12 METALOGRAFIA DE LAS AMALGAMAS.

## CAPITULO "II"

### AMALGAMA DENTAL COMO MATERIAL DE OBTURACION

#### 2.1 AMALGAMAS (generalidades).

Una amalgama es un tipo especial de aleación en la que -- uno de sus componentes es el mercurio. Por cuanto es un metal líquido a la temperatura ambiente, puede aliarse con otros materiales que estén al estado sólido. Este proceso de aleación se conoce con el nombre de amalgamación.

El mercurio se combina con muchos metales, pero desde el punto de vista dental la unión que más interesa es la que se produce con una aleación de plata-estaño con pequeñas cantidades de cobre y zinc. Técnicamente esta aleación se denomina - aleación para amalgama dental.

Por lo común, la aleación para amalgama se provee al odontólogo bajo la forma de limadura que se obtiene desgastando un lingote colado por medio de un instrumento cortante. En algunos casos, las limaduras, con peso determinado, se presentan - envasadas en pequeños sobres plásticos. En otros, las cantidades prepesadas se prensan y se les da una forma de pastillas o de píldoras. Cuando se suministran en esta última forma, las limaduras se someten a una presión lo suficiente para formar - la parte exterior una cubierta o piel y en la interior, una ligérisima cohesión que no impida posteriormente separarlas con prontitud en el momento de ser amalgamadas.

#### 2.2 AMALGAMAS DENTALES.

De todos los materiales dentales, la amalgama de plata-estaño mercurio es la que más se utiliza para la restauración de las estructuras perdidas de los dientes. Se estima que el 80% de todas las restauraciones son de este mismo tipo de amalgama.

Habitualmente, el odontólogo o la asistencia dental mezclan la aleación para amalgama y el mercurio. El proceso de - la mezcla se conoce técnicamente con el nombre de trituración. El producto de la trituración es una masa plástica similar a - aquellas que se obtienen en función de cualquier aleación a -- las temperaturas comprendidas entre los líquidos y los sólidos. Por medio de instrumentos especiales, la masa plástica se presiona dentro de cavidad dentaria por medio de un proceso que -

se denomina condensación.

Después de la condensación, toman lugar ciertos cambios metalográficos y aparecen nuevas faces que están caracterizadas por solidificar a temperaturas que dentro de condiciones normales, están por encima de las que pueden presentarse en la boca. Las nuevas faces se forman durante el fraguado o endurecimiento de la amalgama. Desde el punto de vista químico y metalúrgico las reacciones entre los metales a estas bajas temperaturas son únicas.

No hay lugar a dudas de la importancia que, sobre la composición y las propiedades físicas de la amalgama, tiene la manipulación a la que el odontólogo la someta. Se pondrá de manifiesto cómo y por qué este factor, ejerce una desidida influencia en los cambios dimensionales, en la resistencia y en el escurrimiento.

#### a) CAMBIOS DIMENSIONALES.

Por lo general se han aceptado, por lo menos por razones teóricas, que una amalgama durante su endurecimiento debe expanderse ligeramente. Una expansión excesiva puede ocasionar una protusión de la restauración dentaria, mientras que una contracción puede aumentar la filtración alrededor de la obturación. La especificación de la obturación No. 1 de la Asociación Dental Americana establece como requisito que, al final de 24 horas, el cambio dimensional no deberá ser menor que 0 ni mayor que 20 micrones por centímetro.

**MEDICION DEL CAMBIO DIMENSIONAL.** Para comprobar este cambio, por lo común, se utiliza una probeta cilíndrica de 10 milímetros de alto y 5 milímetros de diámetro. Se considera que este volumen de amalgama es comparable al que se utiliza en una restauración de grandes dimensiones.

Para medir variaciones tan pequeñas con suficiente exactitud, es necesario trabajar con instrumentos de precisión que sean capaces de registrar por lo menos los 0.5 micrones es comparable aproximadamente a un octagésimo del diámetro de un cabello humano, se comprenderá que tales apreciaciones deben ser realizadas con instrumentos de mayor sencibilidad que la de un micrómetro ordinario a la de algún otro aparato similar.

Con este criterio, son varios los tipos de aparato de medición que se utilizan, pero es probable que el que mayor difusión ha tenido sea el interferómetro dental. Como fuente de -

luz se emplea un tubo de descarga que utiliza el eleo. El rayo de luz se proyecta al interferómetro por medio de un prisma incluido en el telescopio.

La parte inferior del interferómetro es negra y, de esta manera, sólo la luz reflejada desde su superficie es retornada a la superficie inferior de la placa superior donde se forman placas de interferencia.

La probeta de amalgama forma uno de los tres soportes que mantienen la placa superior del interferómetro. Si la amalgama expande o contrae el ángulo que se forma entre las placas - cambia, así como, también, el número de franjas de luz. Dentro del círculo marcado dentro de la superficie de la placa superior.

Se cuenta el número de franjas de interferencia. Así por ejemplo el número de bandas dentro del círculo se puede considerar que es de 4.2 (tres bandas completas, más 0.8 de la fracción de la banda superior y 0.4 de la fracción de la banda inferior). Si el cambio en el número de franjas entre una observación y otra se considera como función del tiempo transcurrido, por medio de las constantes de interferencia se puede calcular el cambio de longitud (es decir, expansión o contracción) de la probeta. Habitualmente, el cambio se computa en micrones por centímetro (m/cm.) de longitud de la probeta.

Siempre que los cambios dimensionales no sean muy pronunciados la exactitud del aparato está dentro de 02 micrón - - (0.00001 pulgadas). Al principio se produce una pequeña contracción y luego una expansión hasta un máximo. Posteriormente puede seguir por unas pocas horas otra pequeña contracción. Cuando una amalgama ha sido correctamente trabada después de - las primeras 12 horas de efectuada la condensación, no ocurren cambios dimensionales de importancia.

**TEORIA DEL CAMBIO DIMENSIONAL.** Los cambios dimensionales originados durante el endurecimiento están influenciados por la composición y constitución de la amalgama. Ya se puntualizó que la composición más combeniente para la aleación de la amalgama era la de la face-Y ( $Ag_3SN$ ). Si hay demasiada cantidad de clase) face-B, se producirá una expansión excesiva y, - si hay estaño libre, se ocasionará una contracción. Colocada la amalgama en la cavidad dentaria se considera que, por lo general, es preferible que experimente una ligera dilatación.

Aunque la aleación haya sido correctamente preparada por el fabricante, el cambio dimensional puede ser notablemente in

fluenciado por las variables manipulativas. En otras palabras, existe entera posibilidad de que la contracción de una amalgama se deba a una trituración y condensación inadecuadas a pesar de que la misma provenga de una aleación de composición correcta. Las fases presentes en la restauración de amalgama están directamente relacionadas a todo detalle manipulativo que halla efectuado el odontólogo, desde el momento del proporcionado de la aleación y el mercurio hasta el terminado de la condensación.

Relacionado con los cambios metalográficos de la amalgama durante el endurecimiento, es posible interpretar el cambio dimensional.

Se producen entonces las fases  $Y_1$  y  $Y_2$ . Se supone que cuando éstas fases cristalizan crecen en una formación dendrítica. A medida que las dendritas crecen ejercen cierta presión hacia afuera, con lo que resulta una expansión.

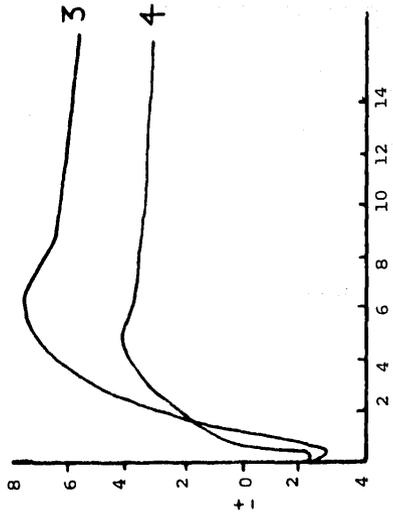
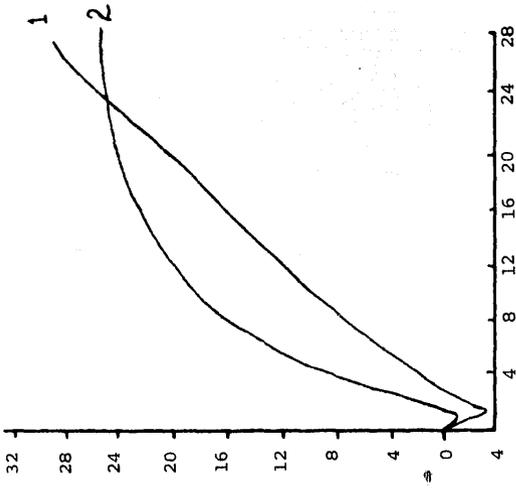
Por consiguiente, toda manipulación de la amalgama que aumente la cantidad de difusión del mercurio en las limaduras y disminuya la producción de las fases  $Y_1$  y  $Y_2$  favorecerá la disminución de la expansión o provocará una contracción. Por el contrario, si la manipulación favorece la formación de dichas fases la dilatación aumentará.

Aunque la difusión del mercurio en  $Ag_3 Sn$  se produce principalmente en el momento de la trituración, la acción de esta mezcla continúa durante y poco después de la condensación y su terminación está determinada en la contracción inicial. Debido a la densidad que adquiere la amalgama en el período después de la condensación, la contracción es impedida en cierta extensión. Las partículas de la aleación que no han reaccionado pueden en ese momento contactar unas con otras en varias áreas y formar entonces un enrejado que tiende a resistir la contracción.

De todos modos, el crecimiento de los cristales de las fases  $Y_1$  y  $Y_2$  pronto anula a la contracción y, con el, comienza y continúa una dilatación que se prolonga por espacio de varias horas hasta que se completa la cristalización. Finalmente, el mercurio libre remanente difunde en las partículas de fase-Y y se ocasiona una segunda ligera contracción.

Todas las variables relacionadas con la manipulación de la amalgama determinan el cambio dimensional final de la restauración endurecida. No obstante, el controlador restante de todas estas variables por parte del odontólogo es imposible.

GRAFICA QUE DEMUESTRA LA TRABAZON DE LAS PARTICULAS EN  
LA FASE  $Ag_3Sn$  A DIFERENTES PRESIONES.



En efecto aún en el laboratorio, dicho controlador para asegurar uniformidad y preproducción de resultados es sumamente difícil. Pequeñas fluctuaciones en el cambio dimensional no son de importancia clínica pero las expansiones y contracciones excesivas se deben evitar.

Los diversos factores que influyen sobre el cambio dimensional de la amalgama durante el fraguado se verán a continuación.

#### b) EFECTOS DE LA CONDENSACION.

El régimen de trituración se mantiene constante, un aumento de presión en la condensación disminuye la expansión. A pesar de que con el aumento de la presión en la condensación, --ninguna de las curvas de los gráficos presenta una contracción final, bajo ciertas condiciones, es posible obtenerlas aunque no en forma tan notoria como ocurre en una sobresaturación.

En realidad, en lo que a la producción de las fases  $Y_1$  y  $Y_2$  concierne, la condensación es una continuación de la trituración. La condensación perturba la mezcla de mercurio aleación eliminando la funda inicial que se forma alrededor de las partículas y favorece la difusión de más mercurio. Sin embargo a medida que se aumenta la presión de condensación las partículas sin disolver tienden a trabarse unas con otras y, a pesar del hecho de que el mercurio continúa difundándose en la fase  $Ag_3 Sn$ , la trabazón de las partículas inhibe la contracción. Esta consideración teórica se basa en las gráficas antes mencionadas. En la curva 1 de la figura antes hecha no se empleó ninguna presión de condensación y la contracción inicial que se observa fue la mayor de todas las series. Bajo -- las condiciones de la experiencia citada es evidente que todas las demás presiones de la condensación proveyeron suficiente -- acuñamiento de las partículas como para que no hubiera diferencias apreciables en las contracciones iniciales registradas. -- Es indudable que las diferencias existentes estuvieron dentro del margen de error experimental.

El aumento en la presión de condensación remueve más mercurio de la masa y por lo siguiente se forman menos fases  $Y_1$  y  $Y_2$ . Esto explica la progresiva disminución en la expansión al aumentar la presión de condensación, tal como se observa en las figuras anteriores. El máximo de expansión se presenta -- más pronto porque las reacciones están aceleradas en razón del contacto más íntimo que, como resultado del aumento de presión existente entre el mercurio residual y las otras fases.

Siempre que se empleen las técnicas aceptadas, las variaciones en la presión de condensación no influyen en el cambio dimensional como para que tenga un significado clínico. Las precisiones de condensación y las técnicas tienen mucha más importancia en lograr en la amalgama una resistencia y un escurrecimiento adecuado. Sin embargo, para evitar una expansión excesiva, como la que muestra en la curva anterior. Es necesaria una determinada presión de condensación mínima. Después de dos días (2880 minutos) la expansión era de 33 micrones por centímetro y todavía seguía aumentando a un régimen rápido.

EFFECTOS DEL TAMAÑO DE LAS PARTICULAS. Es evidente que, a igualdad de técnica de manipulación, cuanto más pequeño es el tamaño de las partículas, menor es la expansión, en realidad, lo más importante no es el tamaño de la partícula referida a su volumen sino, más bien, a la superficie que presenta. Para un peso de aleación dando cuando mayor es el total de la superficie que presentan sus partículas, mayor es el total número y, por lo general, más pequeño su tamaño. Es fácil de comprender que el aumento de superficie expuesta resultante de la división de las partículas, favorezca.

#### c) EFECTO DE LA CONTAMINACION.

Todas las observaciones sobre el cambio dimensional de las amalgamas de plata, hasta ahora vistas, se han referido al que toma lugar dentro de las 24 horas. Aunque después de unos meses, y aún de unos años, puede haber expansiones y contracciones de algunos micrones, el cambio dimensional después de las 24 horas es mínimo. Sin embargo, si la amalgama se contamina con humedad, toma lugar una expansión de considerable valor. Por lo común, esta expansión comienza alrededor de los 3 a 5 días posteriores y puede continuarse por meses logrando valores tan altos como de 400 micrones por centímetro (0.4%). Este tipo de cambio dimensional se conoce como expansión retardada o expansión secundaria. No debe confundirse con la expansión excesiva que se produce cuando queda retenida en la amalgama demasiada cantidad de mercurio.

Como se puntualizó, la expansión retardada se relaciona con la presencia de zinc en la amalgama. Sin embargo, el contenido de zinc no es el responsable directo de la expansión retardada.

Por lo ya estudiado, es evidente que el efecto es debido a un cierto tipo de corrosión que de alguna manera está relacionado con la presencia de zinc. Si en las amalgamas no hay-

zinc, el fenómeno no se produce. Independientemente de que sea pura o contenga una sal orgánica, se ha demostrado con toda claridad que la sustancia contaminadora es el agua.

Uno de los productos de la corrosión electrolítica es el hidrógeno. Su origen se debe a la acción electrolítica entre el zinc, el electrólito y el elemento anódico presente. El hidrógeno no se combina con los componentes de la amalgama sino, más bien, se incorpora dentro de la restauración. Se ha demostrado que la presión que ejerce el hidrógeno, así confinado, puede ser de una magnitud tal como para causar un escurrimiento y, así, producir una expansión considerable.

Si no hay contenido de zinc la expansión no se produce. Es menester hacer notar que la contaminación toma lugar durante la trituración o la condensación, pero terminada esta última el efecto de la saliva sobre la superficie de la amalgama no es perjudicial en lo que al cambio dimensional respecta.

La contaminación de la amalgama se puede producir casi en cualquier momento de su manipulación o de su inserción en la cavidad. Si durante la trituración o la condensación una amalgama que contenga zinc se toca con las manos, es muy probable que se contamine con secreciones de la piel. Si el campo operatorio no se mantiene seco, la saliva se puede condensar dentro y conjuntamente con la amalgama con humedad, cualquiera que sea la fuente, antes de insertarla en la cavidad, causará una expansión retardada si el zinc está presente.

#### d) RESISTENCIA.

Obvio es decir que uno de los principales requisitos que debe cumplir todo material para obturación es el de tener suficiente resistencia como para no fracturarse. Las fracturas, aún en áreas pequeñas o en los márgenes, apresuran la corrosión, la recidiva de caries y las subsiguientes fallas clínicas. La falta de una verdadera resistencia adecuada para soportar las fuerzas masticatorias ha sido reconocida como uno de los puntos débiles inherentes en la restauración de amalgama. En un estudio a través de cuatro años en más de 1,000 restauraciones de amalgamas efectuadas en dientes primarios se comprobó que los defectos marginales se producían con mayor frecuencia que cualquiera otro. Estos defectos están relacionadas, más que con las fracturas del esmalte, con la restauración. Esta es la razón por la que la cavidad debe tener un diseño adecuado para proveer un determinado volumen de amalgamas donde quiera haya de estar sometida a tensiones y para pre-

venir bordes delgados en las áreas marginales. Asimismo, la propia amalgama se deberá manipular de una manera que asegure el máximo de resistencia.

Por lo común, la resistencia de una amalgama dental se mide de bajo cargas comprensivas en probetas cilíndricas de dimensiones comparables al volumen de una obturación típica. Cuando la medición se lleva a cabo de esta manera, la resistencia a la compresión de una amalgama satisfactoria es probable que por lo menos sea de 3.200 kilogramos por centímetro cuadrado (45.000 libras por pulgada cuadrada).

La eficacia de esta prueba en lo que a la interpretación clínica respecta, ha sido discutida. La comparación de la distribución de las tensiones que se producen sobre una amalgama cuando está en función, demuestra que su forma y diseños típicos complican bastante el problema.

Aunque durante la masticación las principales tensiones son compresivas, por lo general son muy complejas y pueden incluir asimismo tensiones traccionales y tangenciales. Así, por ejemplo, sobre el istmo de una obturación compuesta, toda compresión sobre la cúspide adyacente restaurada inducirá una tensión tangencial que su vez reaccionará produciendo una tensión traccional en la zona del istmo. La resistencia traccional de una amalgama es mucho menor que su resistencia compresiva y su valor aproximado es de 500 kilogramos por centímetro cuadrado (8.000 libras por pulgada cuadrada) o aún menor. Por cuanto la resistencia traccional aproximada de la dentina humana se estima en 2,800 kilogramos por centímetro cuadrado (40.000 libras por pulgada cuadrada,) el diámetro de la sección transversa del istmo en la cavidad para compensar, por cuanto menos en parte, la falta de resistencia traccional adecuada de la amalgama, tiene un módulo elástico relativamente bajo, por esta razón, para evitar que bajo las fuerzas masticatorias la dentina se separe de la restauración, o aún, que se fracture se deberá preservar tanta estructura dentaria como sea posible.

Un tercer factor que hay que tener presente en el carácter dinámico de las tensiones inducidas. El módulo de resiliencia de la amalgama dental es sumamente bajo. Como resultado, la energía del impacto es muy probable que se concentre más en algunas zonas que en otras, particularmente en las regiones de menor volumen. A este respecto las zonas marginales de la obturación son más vulnerables y con cierta frecuencia se fracturan o se astillan. Es posible que el astillado o readura sea un defecto inherente de la amalgama y que no puede ser eliminada.

do por completo. El objetivo es disminuir la magnitud de este defecto, de manera que no constituya un problema clínico.

Es probable que la solución de este complejo problema - acerca de la valoración de la resistencia en amalgama dental, - esté relacionada con la expresión "resistencia marginal" que - con antelación ya se estudió. Tal resistencia es difícil de - valorar cuantitativamente y es posible que involucre todas las propiedades estudiadas en esta sección incluyendo, asimismo, - la dureza y la ductilidad. Además, aunque pueda que la resistencia compresiva no sea siempre la principal propiedad física involucrada en la fractura de la amalgama, parece ser una - prueba digna de confianza para predecir la resistencia a las - tensiones.

Habitualmente, la resistencia compresiva de la amalgama - se mide a la temperatura ambiente. Se puede apreciar que la - resistencia a 60°C (140°F), posible temperatura, cuando se to ma café, puede ser el 50 por ciento de la que corresponde a la temperatura ambiente. Aún a la temperatura bucal 37°C (98.6°F), la pérdida de resistencia es aproximadamente de 15 %.

Una amalgama que se debilita por un breve calentamiento - recupera su resistencia original dentro de un tiempo relativamente corto, que sin embargo cuanto más alta sea la temperatura, tanto mayor será el tiempo requerido para restaurar su resistencia original.

#### e) EFECTO DE LA TRITURACION.

Para las cinco aleaciones la resistencia compresiva es mu cho menor cuando la trituración se hace en 5 o 10 segundos que cuando se realiza en períodos mayores. La resistencia va au- mentando hasta que finalmente, dentro de las condiciones expe- rimentales de 40 segundos. Es evidente que, después de un - - cierto período mínimo, la continuación de la trituración no - - tiene un marcado efecto sobre la resistencia compresiva. El - peligro finca en la falta de trituración que debilita a la reg- tauración sobre la base de la resistencia compresiva. El peligr o del tiempo mínimo requerido para desarrollar la máxima resistencia a la cercana a la misma.

**EFECTO DEL CONTENIDO DE MERCURIO.** Un factor de suma im- portancia en el controlador de la resistencia es el contenido de mercurio de la restauración. Para cubrir las partículas de aleación y permitir una amalgamación completa, se debe utili- zar suficiente mercurio. Cada partícula de aleación debe ser -

humedecido por el mercurio de otra manera se obtiene una masa seca y granular. Con tal tipo de mezcla, resulta una amalgama con una superficie rugosa con numerosos hoyos que invitan a la corrosión. Sin embargo, todo exceso de mercurio más allá de esta cantidad mínima producirá una marcada reducción de la resistencia.

Dentro de límites aproximados de 45 a 53 %, el efecto del contenido de mercurio sobre la resistencia de la amalgama no parece importante. Aproximadamente por encima del 55 % de contenido de mercurio, con el aumento de éste, la resistencia disminuye de manera manifiesta. Con un 59 % de mercurio, la resistencia a la compresión de la amalgama se reduce a 1,250 kilogramos por centímetro cuadrado (18.000 libras por pulgada cuadrada) con respecto a la de otra que contenido de mercurio aproximado de 54 % presente una resistencia máxima de más de 2.800 kilogramos por centímetro cuadrado (40.000 libras por pulgada cuadrada).

Los datos suministrados en la figura anterior no indican la relación de la resistencia compresiva y al contenido de mercurio por debajo de los valores de 51 %, aproximadamente se ha comprobado que con un contenido de mercurio de 40 %, o más bajo, la resistencia compresiva puede aumentar considerablemente. Sin embargo, es difícil alcanzar niveles de mercurio tan bajos con las técnicas clínicas convencionales. Además, el efecto más pronunciado del mercurio sobre la resistencia, se produce en los niveles superiores al 55 %.

La misma relación se ha demostrado entre el contenido de mercurio y otra propiedad de resistencia de la amalgama. Además de la resistencia compresiva, a medida que el mercurio excede del 54 al 55 %, las resistencias traccionales y que está relacionada con los porcentajes específicos de mercurio aplicadas. De esta suerte, la mayoría de las propiedades de resistencia, si no todas, están influidas manifiestamente por la cantidad de mercurio dejada en la restauración.

#### f) POROSIDAD.

Se ha invocado, como posible factor principal en la resistencia compresiva de la amalgama endurecida, las manifiestas porosidades inherentes a la microestructura de la amalgama. La resistencia de tales porosidades ha sido rechazada por otros autores, por lo consiguiente el asunto está decididamente en discusión.

## g) REGIMEN DE ENDURECIMIENTO.

El régimen de endurecimiento de la amalgama es de sumo interés para el odontólogo. El paciente puede ser despedido del consultorio dental 20 minutos después de la trituración de la amalgama, pero la cuestión de vital importancia finca en el -- tiempo que insume la amalgama en adquirir suficiente resistencia como para cumplir su función. Es probable que un alto porcentaje de restauraciones de amalgamas que se fracturan, lo han gan poco tiempo después de la inserción. Puede ser que la manifestación clínica no sea evidente en los primeros meses, pero es posible que la fisura inicial en la restauración se haya producido en las primeras horas de incertada.

La amalgama no gana resistencia tan rápido como sería deseear. Al término de los 20 minutos, la resistencia a la compresión puede alcanzar sólo un 6% de la que adquiere al final de una semana.

De cualquier modo, es probable que la resistencia inicial de las amalgamas sea baja y el paciente debe ser prevenido en el sentido de no someter la restauración a grandes esfuerzos masticatorios hasta que haya transcurrido por lo menos de 6 a 8 horas después de la inserción, tiempo en el cual la amalgama del 70 al 90 % de su resistencia máxima. La recomendación de una dieta líquida en la próxima comida es probable que sea mejor medida de seguridad.

Cuando se emplea la técnica habitual de condensación la magnitud de la resistencia inicial de la amalgama esta afectada por el tamaño y las formas de las partículas de la aleación. Así, por ejemplo, las aleaciones del grano fino parecen mejorar la resistencia en las primeras horas de endurecimiento.

Es de interés hacer notar aún después de un período de -- seis meses la amalgama puede todavía aumentar ligeramente su resistencia. Las variaciones en la dureza superficial muestran una relación similar con la edad de la amalgama. Estas observaciones indican que las reacciones entre mercurio y la aleación puede continuar indefinidamente. Es poco probable -- que las condiciones de equilibrio se alcancen por completo.

El régimen de endurecimiento o de fraguado es también importante en la valoración del tiempo en el que un retenedor -- puede ser removido o en el que un odontólogo pueda tallar restauración con seguridad.

## h) ESCURRIMIENTO.

Una amalgama sometida a una carga estática muy por debajo de su límite proporcional presenta un escurrimiento o fluencia plástica. Por lo común, un cilindro de amalgama de 4 milímetros de diámetro y de 8 milímetros de altura se someta a una carga dada luego de que haya transcurrido un cierto tiempo de la trituración (habitualmente tres horas). El porcentaje de la disminución en longitud que se produce durante las 21 horas siguientes. Según los requisitos de la especificación número uno de la A.D.A., el escurrimiento no debe exceder de 3 % en las condiciones de ensayo especificadas.

El tiempo de trituración influye poco en el escurrimiento siempre que los otros factores permanezcan constantes, pero el efecto del aumento de presión de la condensación se manifiesta en la disminución de escurrimiento. Aunque se han ejercido presiones de condensación que exceden con mucho de las odontológicas, el escurrimiento nunca desaparece del todo. Si bien la eliminación de mercurio reduce considerablemente el escurrimiento, una de las facetas de la amalgama no endurece por deformación a temperaturas normales, y la amalgama continúa escurriéndose bajo una carga constante. La prueba para el escurrimiento de laboratorio 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 leve protrusión de la superficie proximal en restauraciones de dos o tres superficies.

## 2.3 RESTAURACION CLINICA CON AMALGAMA.

La amalgama es un excelente material para obturación. No solo es el material que se utiliza con mayor frecuencia en operatoria dental sino, también, el que presenta menores porcentajes de fallas con respecto a cualquier otro material para obturación.

Una de las razones de éstos resultados clínicos excelentes es probable que sea debida a la tendencia que tiene la obturación de amalgama de disminuir la filtración marginal ya se ha insistido repetidas veces en que uno de los mayores inconvenientes de las obturaciones clínicas es la filtración que puede ocurrir entre las paredes de la cavidad y la restauración. Ningún material para obturación adhiere realmente a las estructuras dentarias y en consecuencia, la penetración de los fluidos y restos bucales a través de los márgenes constituye una de --

las principales causas de la recidiva de caries y de los fracasos en la mejor de los casos, la amalgama solo provee una adaptación a las paredes de la cavidad razonablemente correcta. - Esta es la razón por la que para reducir las filtraciones groseras que pueden ocurrir alrededor de una restauración reciente, se utilizan los barnices cabitarios.

No obstante, la escasa cantidad de filtración que, con este material para obturación, se produce con el transcurso del tiempo tiene características particulares. En efecto, si la restauración se inserta adecuadamente, la filtración se hace menor a medida que la amalgama envejece en la boca. Con excepción de las zonas correspondientes a los márgenes externos de las obturaciones de amalgamas todas las demás se cubrieron herméticamente, los dientes se sumergieron entonces en una solución de Ca. Durante dos horas y, luego de lavados, se seccionaron longitudinalmente a través de las restauraciones. A continuación los mismos dientes, por sus partes seccionadas se colocaron encima de películas radiográficas que, posteriormente se revelaron. La línea oscura señala la penetración encima de - el indicador alrededor de la obturación. Como es de apreciar, las restauraciones que permanecieron en la boca de uno, dos y seis meses demostraron menor penetración del isótopo radiactivo que aquellas que solo estuvieron 48 hrs. El motivo de esta reducción de la filtración se ha atribuido a la deposición de productos de corrosión de la amalgama que en ese espacio se produce. Puede, asimismo, ser debido al crecimiento de diminutos cristales de estaño o de estaño-mercurio que a través del tiempo se producen en la interfases del diente y la restauración de cualquier manera, la reducción de la filtración puede ser la característica significativa que explique a los óptimos resultados clínicos experimentados con este material.

No obstante, observaciones diarias en el consultorio revelan numerosas amalgamas fracasadas. Son cuatro los motivos -- más frecuentes: recidiva de caries, fracturas, cambio dimensional y pigmentación, corrosión excesivas.

Desde la aceptación de la especificación No. 1 de la Asociación dental Americana para aleaciones para amalgamas, son pocas las aleaciones dentales de inferior calidad que suministra el comercio; por consiguiente, las fallas observadas deben ser atribuidas a otros factores ajenos al propio material. El éxito de una amalgama depende del contralor y de la tensión de muchas variables. Desde la preparación de la cavidad hasta el momento en que la obturación se pule cada uno de los pasos manipulados tienen un efecto bien definido sobre las propiedades

físicas y químicas y los éxitos y fracasos de la restauración.

El principal factor que contribuye a la recidiva de caries y a la fractura es el diseño incorrecto de la cavidad.

Una observación clínica ha demostrado que lo menos del 56% (56%) de las amalgamas fracasadas pueden atribuirse a la violación de los principios básicos de la preparación de la cavidad esto es, provisión insuficiente para el volumen adecuado, forma de retención deficiente y falta de extensión preventiva. El 40% de todos los fracasos se adjudicó a la manipulación de la amalgama o a su contaminación en el momento de la inserción. Es a éste 40% que se presentará especial atención.

#### 2.4 PROPIEDADES FISICAS.

En los que al promedio de vida útil de la restauración de amalgamas respecta, las propiedades más importantes son las de estabilidad dimensional, la resistencia y el escurrimiento.

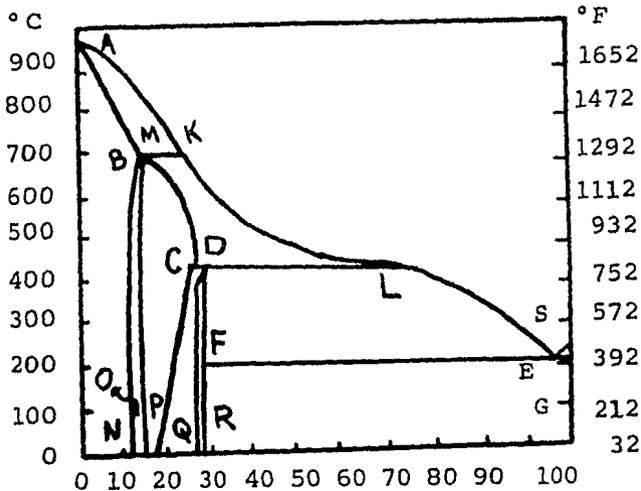
La mayor parte de los metales se contraen durante la solidificación. De acuerdo con su composición, una amalgama dental durante su solidificación puede contraerse o dilatarse. A este respecto la composición de la aleación para amalgama, que está determinado por el industrial, tiene suma importancia. La composición final depende, sin embargo, de la manipulación a la que el odontólogo la somete. Si éste no hace una trituración y condensación adecuadas de la mejor aleación para amalgamas, hay posibilidades de obtener una amalgama de calidad deficiente. Para lograr una restauración satisfactoria es preciso que el odontólogo conozca los principios involucrados en la técnica y los efectos que producen sobre las propiedades físicas.

Aunque en determinadas ocasiones la resistencia tradicional puede ser más importante, por lo general la resistencia de la amalgama dental se mide bajo cargas compresivas en óptimas condiciones la amalgama fluye o escurre con cargas relativamente bajas, aún mejores que las necesarias para vencer su límite proporcional, es probable que este escurrimiento sea debido a la falta de capacidad de endurecerse por deformación. Tanto es escurrimiento como la resistencia depende en gran parte de la composición de la amalgama y están también de bajo el control del odontólogo.

Las variables manipulativas que influyen sobre la resistencia de la amalgama.

## 2.5 SISTEMA PLATA-ESTAÑO.

Aunque tanto el cobre como el zinc pueden intervenir en menores cantidades, los principales componentes de la aleación son la plata y el estaño. Para comprender las reacciones que posteriormente toman lugar con el mercurio, es de interés conocer el diagrama correspondiente se presenta a continuación.



El líquido está representado por la línea AKLES y el sólido por la ABMCDFEG. Las líneas Bn, MO, CP y FR, son líneas solvus, mientras que las BK y CL, son horizontales peritéticas. La FG es una horizontal eutéctica con una eutéctica en E.

Las fases A y B son soluciones sólidas de plata y estaño y la fase Y es el compuesto intermetálico  $Ag_3 Sn$ . La primera fase es la solución sólida - A que se forma en las composiciones de 0 a 11 por ciento de estaño, aproximadamente. La primera fase es la solución y la transición de la fase A a la fase - B no es brusca para las aleaciones de menor contenido de estaño - debido a que ambas fases, hay A, son miscible en el área NBMO, La solución sólida - B sólo solidifica a lo largo del Solidus - MC, pero cuando el contenido de estaño es más alto, es miscible en la fase - Y. Es de notar, asimismo, que la miscibilidad aumenta con el descenso de la temperatura.

La fase - Y, un compuesto intermetálico, está presente - - constituyendo una sola composición, cuyo análisis termina 73.15% de plata y 26.83% de estaño. Cuando la cantidad de estaño es

superior a la que corresponde a la de la fase -Y, aparece una eutéctica de estaño y fase -Y, siendo el cristal primario de fase -Y.

## 2.6 AMALGAMA RESULTANTE DE DISTINTAS FACES DE ALEACION.

Las aleaciones empleadas en las primeras composiciones 4- y 8% de estaño son soluciones sólidas. Las otras aleaciones - que siguen en orden corresponden a las siguientes fases: fase -A + fase -B, fase -B, fase -B + fase -Y, fase -Y, y finalmente fase -Y + fase Sn.

Es evidente que la resistencia compresiva de las amalgamas por lo general, aumenta con el aumento del tiempo de mezcla. Es, asimismo evidente que el próximo de resistencia con el mínimo efecto de la variación del tiempo de mezcla, se produce cuando la aleación se compone de la fase -Y. Cuando se utiliza una aleación de una composición de fase-A + fase B se obtiene la amalgama más débil. Por último, también se manifestó que la introducción de la fase eutéctica de la aleación debilita la amalgama.

Las aleaciones con alto contenido de plata (fase-A) se caracterizan, por lo común, por sus lentos regímenes de amalgamación así como, también, por una expansión considerable durante el endurecimiento. Por el contrario, una amalgama proveniente de una aleación de 24 % de estaño (fase-B+fase-Y) se endurece en menos de un minuto, mientras que otras amalgamas requieren de tres minutos o varias horas.

Es indudable que éste fenómeno pueda estar supeditado a regímenes de amalgamación, a unión de resistencias entre fases de la amalgama y de la estructura interna, tal como formaciones "combinadas".

En verdad, en el contralor de las propiedades físicas de la amalgama, el contenido de estaño en la aleación es sumamente importante. El contenido de estaño de las buenas aleaciones para amalgamas modernas esta cerca de la composición de la fase-Y.

## 2.7 COMPOSICION DE ALEACIONES PARA AMALGAMAS.

En Europa se venden algunas aleaciones pre-amalgamadas, - pero ninguna se ha comercializado mayormente en los E.E.U.U.

La especificación de la A.D.A. para aleaciones para amalgamas actual permite como máximo 3% de mercurio en la aleación. La presencia de mercurio permite una amalgamación más rápida. - Tales aleaciones tienen aproximadamente las mismas cualidades de trabajo que poseen las de composición convencional.

## 2.8 EFECTOS DE LOS COMPONENTES DE LA ALEACION.

La plata, que es el principal componente, aumenta la resistencia de la amalgama y disminuye su escurrimiento. Su efecto general es aumentar la expansión pero, como ya se vió, si entra en exceso esta puede resultar de mayor magnitud que la necesaria, la plata contribuye a que la amalgama sea resistente a la pigmentación. En presencia de el estaño, también acelera el tiempo de endurecimiento requerido por la amalgama.

Como ya se vió, si el contenido de plata es demasiado bajo o el de el estaño demasiado elevado, la amalgama se contrae. El estaño se caracteriza por reducir la expansión de la amalgama o aumentar su contracción. Disminuye la resistencia y la dureza. Debido a que posee mayor afinidad con el mercurio que con la plata y el cobre, tiene, además, la apreciable ventaja de facilitar la amalgamación de la aleación.

El cobre se añade en pequeñas cantidades reemplazando la plata. En combinación con ésta tiende a aumentar la expansión de la amalgama. Sin embargo, si se usa una proporción aproximadamente superior al 5%, la dilatación puede ser excesiva. - La incorporación del cobre aumenta la resistencia y la dureza de la amalgama y reduce su crecimiento. También hace que esto sea menos susceptible a las inevitables variaciones que se producen durante las manipulaciones que realiza el odontólogo.

El empleo del zinc en la aleación para amalgama es con frecuencia motivo de controversia. Es raro que intervenga en una proporción superior al 1%, por lo que es notable que ésta pequeña cantidad sólo ejerza una ligera influencia en la resistencia y en el escurrimiento de la amalgama. Sin embargo, contribuye a facilitar el trabajo y la limpieza de la amalgama durante la trituración y la condensación.

Desgraciadamente, el zinc aún con pequeñas proporciones, produce una expansión anormal en presencia de humedad.

El primer objetivo al incluir Zinc, fué el de lograr un lingote limpio luego de la fusión original de sus componentes de la aleación. Este metal actúa como un "barredor", ya que -

durante la fusión se une al oxígeno y a otras impurezas presentes y evita, de esa manera, la oxidación de los otros metales, en particular la del estaño. Sin embargo, con los métodos modernos de fabricación, es posible obtener aleaciones sin zinc-aceptables. En realidad, teóricamente, el Zinc no es esencial para la amalgama.

## 2.9 ELABORACION DE LA ALEACION.

Aceptada la fórmula de la aleación y establecidas sus proporciones, el fabricante debe controlar un cierto número de -- factores.

Como primer condición es imperativo que los metales por - usar estén en completo estado de pureza. Obvio es decir, que durante la fusión debe evitarse la oxidación de los mismos así como también, la incorporación de cualquier clase de impurezas.

Las mismas precauciones deben ser observadas en el colado del lingote. Por lo común, a éste se le da la forma de un cilindro que luego se lo conminuta en limaduras con instrumental apropiado. Estas limaduras, como se verá en el próximo párrafo se someten a un tratamiento térmico.

Se dejó asentado ya que las diferencias existentes entre - las distintas composiciones de aleación son pequeñas. La mayoría de las veces, las diferencias observadas en las diversas - aleaciones para amalgamas comerciales fincan, principalmente - en sus procesos de elaboración, donde incluyen los cuidados te nidos en la misma, forma y tamaño de las limaduras y tratamien to s térmicos empleados. Teniendo presente que el proceso de - elaboración es llevado a cabo con cuidado y exactitud, el pro ducto resultante merece el respeto del odontólogo en sus subsi guientes manipulaciones.

## 2.10 ENVEJECIMIENTO DE LAS ALEACIONES PARA AMALGAMAS.

Limaduras recién cortadas se amalgaman mucho más rápido y requieren más mercurio que otras que se hayan sometido a un -- tratamiento de ablande en agua hirviente durante 30 minutos, - por ejemplo.

Asimismo, las amalgamas efectuadas con limaduras sin enve jecer se expanden notablemente durante su endurecimiento, mien tras que aquellas provenientes de limaduras ablandadas térmica mente, se expanden muy poco o, bien, se contraen.

Para establecer condiciones más estables y para que las aleaciones tengan cambios dimensionales apropiados y otras propiedades deseables, se acostumbra ablandar o tratar térmicamente las limaduras. El tratamiento térmico consiste en someter a las limaduras y una temperatura dada, durante un tiempo determinado.

Este proceso se denomina envejecimiento. Las aleaciones envejecidas producen amalgamas más resistentes y con menos escurrimiento.

Parece ser que el efecto del proceso de envejecimiento está relacionado con la liberación de ciertas microtensiones introducidas durante el corte de las limaduras obtenidas del goote. Es probable que las microtensiones y las dislocaciones afecten el régimen de amalgamación, aumentará en virtud de las imperfecciones del reticulado y su tendencia generalmente aumenta para el ataque químico. Se ha teorizado que la liberación de tales microtensiones durante la amalgamación puede ser en parte la causa de la marcada expansión de las limaduras frescas.

El efecto del envejecimiento también tiene relación con la estructura  $Ag_3Sn$  de la aleación, así, por ejemplo, si a esta última se la añade más plata, la aleación del envejecimiento es menos pronunciada.

El correcto envejecimiento de la aleación es una parte importante del proceso de elaboración. Es necesario seleccionar un tratamiento de envejecimiento que se asegure que los cambios dimensionales de la amalgama, reúnan los requisitos establecidos en la especificación No. 1 de la Asociación Dental Americana y que durante el almacenamiento, las limaduras no experimenten ulteriores envejecimientos, que al sumarse al anterior, produzcan amalgamas que contraigan durante su endurecimiento. Las aleaciones para amalgama modernas por lo general se envejecen adecuadamente durante su elaboración de manera tal que, durante su almacenamiento, bajo condiciones normales de temperatura, no experimenten cambios apreciables.

## 2.11 HOMOGENEIZACIÓN.

Como podría esperarse, si las aleaciones de plata-estaño enfrían rápidamente se produce una estructura nucleada. Es probable que las partes oscuras correspondan a la fase-B. Si esta estructura se homogeneiza a  $427^{\circ}C$  ( $800^{\circ}F$ ) durante 24 horas presenta entonces, espacios intergranulares relativamente -

hechos. Este proceso, que muchos fabricantes lo realizan antes del corte de las limaduras, se conoce como ablandamiento -- por homogeneización asegura una composición más uniforme de -- las limaduras, de manera particular cuando éstas son muy pequeñas. Las diferencias que se observan entre las limaduras homogeneizadas y las no-homogeneizadas son las siguientes:

1. Con limaduras sin envejecer la amalgama presenta menor tendencia a expansiones excesivas. Por ejemplo el contrario, -- si se utilizan limaduras envejecidas la amalgama tiene mayor -- tendencia a contraer.

2. Para la trituration, las limaduras envejecidas requieren menos mercurio.

3. Después de la condensación las limaduras preparadas -- con aleaciones envejecidas retiene una cantidad de mercurio ligeramente menor.

4. Durante la condensación, las amalgamas provenientes de aleaciones envejecidas presenten mayor cohesión.

5. Las propiedades de las amalgamas endurecidas, efectuadas con aleaciones envejecidas son menos sensibles a las variantes de la técnica.

6. Las amalgamas obtenidas con aleaciones envejecidas presentan menor escurrimiento y un número de dureza Brinel ligeramente más bajo.

Más adelante se demostrará que la mayoría de esos factores tienden a mejorar las propiedades de la restauración de -- amalgama.

**TAMAÑO DE LAS PARTICULAS.** La mayor diferencia que existe entre diversas aleaciones para amalgama de que dispone el odontólogo, es muy probable que sea el tamaño de éstas, depende -- del método de corte. Debido a la preponderancia de  $Af_3Sn$ , la -- aleación es a frágil y por esta razón las limaduras durante el corte, tienden a ser finas e irregulares más que virutas, tales como las que se obtienen con las aleaciones de elevado contenido de estaño. Como en cualquier operación de corte de metales, el tamaño de las partículas o granos, como a veces se les llama, depende del tipo de instrumento cortante que se utilice y de la presión y régimen de velocidad con que se aplique.

Las partículas de corte fino son decididamente más pequeñas que las de corte grueso. Las limaduras son típicas en lo-

que respecta a su tamaño, pero no necesariamente en lo referente a su forma. Estas partículas se han desmenuzado en un molidor a bolas.

A pesar de que el tamaño de las partículas de dos aleaciones sea diferente, las respectivas amalgamas resultantes pueden tener propiedades físicas semejantes. El tamaño de las partículas será indudablemente reducida durante la trituración. Con las partículas de la figura anterior es muy probable que no suceda lo mismo o que, por lo menos, la reducción no se realice con la misma relación, ya que, como es de esperarse, las partículas más lisas y más pequeñas rodarán con mayor facilidad que la que se han de fracturar durante la trituración.

La tendencia actual en la técnica de amalgama se inclina a favor de las partículas de aleación de tamaño pequeño, ya sean de origen, u obtenidas como resultado del proceso de la trituración, manteniendo los demás factores iguales. Las partículas de menor tamaño tienden a producir un endurecimiento más rápido y una amalgama con una resistencia inicial mayor. Otra objeción que se hace al uso de las partículas grandes es que no dan lugar a que la mezcla final de mercurio y aleación tengan la lisura suficiente como para condensarla y adaptarla convenientemente a las paredes cavitarias. Además, atento a que la masa de obturación terminada está compuesta por las partículas de la aleación original rodeadas por las fases de mercurio, de mercurio-estaño el carácter de la superficie terminada.

Cuando el material ha endurecido parcialmente, se reconstruye la anatomía del diente tallando la amalgama con un instrumento filoso. Si se ha utilizado una aleación de partículas grandes, las limaduras tienen propensión a ser expulsadas de la matriz y originar una restauración de superficies ásperas. Las partículas de corte fino, se amalgamaron y condensaron dentro de un molde circular. Luego que se hizo el tallado quedó una superficie más lisa que cuando se hizo otro tanto con las partículas de corte grueso.

Parece lógico suponer que la superficie más lisa, proveniente de los granos más pequeños, será en el medio bucal menos susceptibles a la pigmentación y a la corrosión de lo que podría ser la superficie más rugosa, aunque con antelación ambas hubieran sido pulidas. Un estudio clínico en 1.425 restauraciones demostró que, durante un año de observación, las características superiores de las restauraciones colocadas con la aleaciones de granos pequeños resultaron superiores a las de aquellos que se hicieron con aleaciones de granos grandes.

Como ya se dijo, las limaduras se pueden comprimir para darle la forma de pastillas, con lo que se facilita el suministro y el proporcionado. En este caso, por lo común, se utilizan las aleaciones de partículas más pequeñas.

**PARTICULAS ESFERICAS.** Por un proceso de "atomización" es posible preparar la aleación en forma de partículas esféricas. Al igual que lo que acontece con las aleaciones convencionales, las propiedades físicas de la amalgama preparadas con las de partículas esféricas están influyendo por el tamaño de éstas. Las mejores propiedades y características manipulativas se obtienen cuando se utilizan partículas esféricas de tamaños graduales.

El empleo de partículas esféricas depara diversas ventajas con una menor presión de condensación, se pueden lograr valores de resistencia comprensivas y traccionales comparables a los obtenidos con las aleaciones de partículas convencionales. Las partículas esféricas se pueden amalgamar con mayor prontitud con menos mercurio que el que se necesita para hacer una con las partículas comunes. La superficie de obturación terminada parece ser ligeramente, más lisa y menos susceptible a formar vacíos microscópicos, como es característico en la de las amalgamas preparadas con las aleaciones de partículas convencionales.

Aunque el comercio ha suministrado por lo menos una aleación de partículas esféricas, para dilucidar estas observaciones son necesarias aún investigaciones adicionales.

## 2.12 METALOGRAFIA DE LA AMALGAMA.

Estructura de una amalgama dental típica. Las estructuras irregulares con superficies acribiladas no son sino partículas de limaduras, o sea, la fase-T. Es evidente que se trata de una estructura nucleada, donde la fase-Y conforma los núcleos. La identificación de las fases de la matriz es difícil y presta a controversias. Para un cabal conocimiento de la reacción mercurio-fase-Y, es esencial la identificación, e interpretación de la microestructura de la matriz y esta es la razón por la que la teoría de dicha reacción no es completa. La descripción que sigue está basada sobre una estimación de los conceptos teóricos generalmente aceptados.

El principal componente de las partículas de la aleación-plata-estaño que reacciona con el mercurio es la fase-Y. Donde está presente la fase-B, sólo actúa aumentando la reacción.

Cuando las limaduras se trituran en el mercurio, éste se alea con aquellas y producen dos fases nuevas conocidas como  $Y_1$  y  $Y_2$ . La  $Y_2$  cristaliza primero en el sistema cúbico a cara centrada con la fórmula  $Ag_2 Hg_3$ .

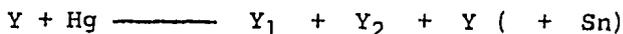
La fase- $Y_2$  es una amalgama de Sn-Hg con un reticulado especial exagonal. Aunque se forma después de la fase- $Y_1$ , su régimen de cristalización es más rápido.

La reacción es similar a una formación peritética en el sentido de que las dos fases que contienen mercurio forman rápidamente una funda sobre las partículas de la aleación que retarda la reacción inhibiendo la ulterior difusión de mercurio libre en las limaduras o fase-Y.

En la práctica, la trituración o proceso de mezcla permite una cantidad considerable de cristalización inicial. A medida que la fase-Y (limaduras) y el mercurio se mezclan, las fases  $Y_1 + Y_2$  son desprendidas de la superficie de las limaduras debido a la fricción de la trituración y, de esta manera, hay oportunidad de que tomen ulteriores reacciones entre las partículas y el mercurio. Una vez que la masa ha sido condensada en la cavidad dentaria las reacciones posteriores se hacen progresivamente más lentas ya que las partículas permanecen entonces cubiertas por la funda.

Resulta obvio decir que las cantidades de  $Y_1$  y  $Y_2$  producidas depende de la cantidad de mercurio libre presente.

La reacción se puede simbolizar como sigue.



Si el contenido de estaño de la aleación para amalgama es mayor que 27 % de tal manera que esté presente la eutéctica --Y-Sn, aparece el estaño y debe incluirse en la ecuación.

## CAPITULO "III"

### RESTAURACIONES DENTALES CON RESINA

3.1 RESINAS (generalidades)

3.2 RESINAS ACRILICAS.

3.3 COMPONENTES DE LA RESINA.

- a) Polímero.
- b) Monómero.

3.4 QUIMICA DE LAS RESINAS.

3.5 VENTAJAS Y DESVENTAJAS.

3.6 TECNICAS DE APLICACION DE LA RESINA.

- a) Técnica compresiva.
- b) Técnica no compresiva o de pincel.
- c) Técnica del escurrimiento.

3.7 PROPIEDADES FISICAS Y QUIMICAS DE LAS RESINAS.

- a) Calor de polimerización.
- b) Efecto de la temperatura.
- c) Tiempo de fraguado.
- d) Efecto de el agua.
- e) Contracción de polimerización.
- f) Compenzación de la contracción.
- g) Dorción de agua.
- h) Dureza superficial y resistencia.
- i) Propiedades anticariogénicas.
- j) Percolación.
- k) Filtración final.
- l) Decoloración.
- m) Terminación.
- n) Reacción pulpar.

3.8 RESINAS COMPUESTAS.

- a) Componentes de un sistema de resinas combinadas.
- b) Presentación.
- c) Manipulación.
- d) Ventajas.
- e) Desventajas.
- f) Resinas combinadas con grabado ácido.

## CAPITULO "III"

### RESTAURACIONES DENTALES CON RESINA

#### 3.1 RESINAS (generalidades)

En virtud de sus buenas cualidades estéticas, las resinas acrílicas han alcanzado amplia difusión como materiales para obturación. Relacionando con el uso de acrílicos y de otras resinas en operatoria dental, se harán alteriores consideraciones sobre éstos materiales.

Las primeras restauraciones con resinas consistieron en incrustaciones o coronas de acrílico termocurable que se cementaban a los dientes previamente tratados. Debido al bajo módulo de elasticidad y a la falta de estabilidad dimensional, invariablemente se producía la fractura del cemento y la consiguiente filtración y fracaso de la restauración. En la actualidad, para este mismo tipo de ésta restauración se utilizan casi exclusivamente las resinas acrílicas de autopolimerización.

Su aplicación ha sido y es, todavía motivo de amplias controversias. Algunas propiedades, tales como la estética y la insolubilidad, las hacen superiores a los cementos de silicato que se estudiaran. Otras, por el contrario, inherentes a las relativas posibilidades de las propias resinas que se verán más adelante, las indican como faltas de ciertas condiciones como para utilizarlas como material para restauraciones.

En honor a la gravedad, hay que reconocer que muchas de las faltas que existían en los primeros materiales y procedimientos, que han eliminado con las mejoras introducidas en lo material y en las técnicas más modernas. De utilizar las resinas de autopolimerización como material para obturación, debe tenerse el criterio de que sólo están indicadas en determinados casos. Sólo por el conocimiento de su composición química y de sus propiedades físicas se podrán valorar concientemente los accesos en que puedan estar indicadas como materiales para obturación. El odontólogo debe estar preparado acerca de este hecho, y al adquirir la experiencia necesaria para familiarizarse con las características de este material, debe asumir la responsabilidad correspondiente.

### 3.2 RESINAS ACRILICAS (POLIMETIL METACRILATO).

Los materiales restaurativos de resina han ocupado un lugar importante en odontopediatría. Han hecho proporcionado a la profesión un material estéticamente aceptable, fácil de utilizar y servicial. Su utilización en mantenedores de espacio, planos de mordida coronas de fundas, dentaduras parciales y -- completas, les da amplia variedad de usos en las diversas facetas de la odontopediatría. Las cualidades estéticas de los materiales de resina son la principal indicación para su uso en restauraciones de cavidades en el segmento anterior de la boca.

Los materiales restaurativos de la resina acrílica o constan de polvo y líquido. El polvo es un polímero, polimetilmetacrilato, al cual se le incorporan un catalizador (o inicia--dor) tal como peróxido, de benzoilo o ácido sulfínico pero luego. El líquido, o monómero, son principalmente, sencillas cadenas de metil metacrilato, las cuales pueden formar cadenas -- más grandes sin solidificarse por medio de un inhibidor tal como la hidroquinona. El líquido también contiene un acelerador tan como N,-N- dimetil tolu) - p - toluidina. Cuando se unen -- polvo y líquido, el polvo y el dimetil toluidina activa el catalizador en el polvo e inicia la polimerización. El producto comercial de la figura anterior, es un ejemplo de resina acrílica (polimetilmetacrilato) que utiliza un catalizador de ácido sulfínico.

Las principales ventajas de los materiales restaurativos de resina acrílica son; excelentes efectos estéticos, insolu--bilidad de líquidos bucales, resistencia a la pigmentación de la superficie y baja conductividad térmica. Sin embargo, existen algunas propiedades inherentes que limitan su utilidad. -- Estas incluyen poca dureza y fuerza de comprensión (aproximada-- mente) 700 kg/cm<sup>2</sup>), alto coeficiente de expansión térmica y -- contracción durante la polimerización. Estas dos últimas propiedades afectan directamente a su función clínica. Mientras que la superficie de la restauración generalmente no cambia de color, los márgenes pueden verse delineados por una línea obscura. Esta cambió de color marginal tan desagradable es resultado de filtraciones en la cara interior de la unión entre restauración y pieza, se ve asociada con dos factores que afectan a la adaptación marginal: 1) la contracción que ocurre durante su endurecimiento y 2) cambios dimensionales asociados con variaciones de temperatura intrabucales. Nealon, o técnica de -- inserción con pincel, que describiremos en la sección siguiente, se utiliza para limitar los efectos de la contracción du--rante la inserción.

A causa de su alto coeficiente de expansión térmica, la resina acrílica cambia de dimensión aproximadamente siete, veces más que el esmalte de la pieza por cada grado de cambio de la temperatura. Los grandes cambios dimensionales de la restauración, junto con las fluctuaciones de la temperatura, invariablemente producen sello marginal inadecuado.

Para ayudar a mejorar la adaptación a las paredes de las cavidades y a los márgenes, existen "preparadores" de cavidad (que no deben confundirse con recubridores de cavidad o barnices para ser utilizados con materiales restaurativos acrílicos. Se aplica una delgada capa de preparador a las paredes de las cavidades exactamente antes de colocar la restauración acrílica. El preparador, un líquido de baja tensión de superficie, fluye dentro de las irregularidades microscópicas de las paredes de la cavidad. La resina acrílica polimerizará entonces - contra esa delgada capa de preparador.

Pruebas in vivo realizadas en piezas humanas y bovinas -- han demostrado que tratar previamente la superficie del esmalte con una solución de ácido fosfórico de 50 por 100 mejorará la adaptación en la cara interna de la unión entre resina y -- diente. El ácido limpia la superficie y graba los espacios -- creados en el esmalte exterior por el grabado del ácido se ven infiltrados con extensiones largas y aplanadas del material de restauración. Se considera que estas penetraciones favorecen la unión mecánica entre pieza y resina. El tratamiento previo con ácido ha sido incorporado a la técnica de sellado oclusal para prevención de caries. Y se ha informado que es de utilidad el restaurar piezas anteriores. Fracturadas con restauraciones acrílicas, sin necesidad de aguja de soporte para lograr retención. Hasta la fecha no hay informes de que se hayan hecho tratamientos previos con ácido para realizar adaptaciones en márgenes de las caras o superficies de restauraciones -- anteriores de tercera o quinta clase.

El monómero líquido acrílico, así como preparador de cavidad, son irritantes potenciales de la pulpa. Debe usarse una base protectora que actúe como barrera al ingreso de irritantes químicos. No se puede usar óxido de zinc-eugenol como base, por reactividad entre el eugenol y el acrílico. De igual manera, no se puede usar barnices para cavidad o recubridores, por que el solvente reaccionará con la resina o la disolverá. La parte base recomendada para restauraciones acrílicas es el hidróxido de calcio. La base tiene también que servir como barrera contra los líquidos y las bacterias que penetran en la pieza entre la pared de la cavidad y la restauración, como resultado de filtraciones marginales.

Como los materiales restaurativos acrílicos distan mucho de ser ideales, en los últimos años se ha dado inmenso impulso para mejorar estos materiales y desarrollar materiales nuevos. Los esfuerzos realizados para mejorar las propiedades de las resinas de polimetilmetacrilato comprenden la adición de materiales de relleno inertes de fibra de vidrio, óxido de aluminio o sílice, al polímero, y la adición de agentes de unión -- cruzados al monómero. Como la matriz de resina no se adquiere fácilmente a los materiales inertes de relleno, la inclusión de estos materiales no produjo los resultados deseados; sirvió de vía para la penetración de humedad de la restauración.

Los fabricantes de ciertas resinas acrílicas (Bonfil, Sevriton-Simplified) han incorporado una pequeña cantidad de fluoruro de sodio a su producto, en su intento de hacer que el material se haga anticariogénico, similar a los cementos de silicato. A diferencia de la gelatina asentada de silicato, cuando el acrílico polimeriza, es totalmente insoluble en líquidos bucales. Por lo tanto, no se sabe en qué medida está disponible el ión de fluoruro en la superficie de la pieza para lograr la deseada reducción de solubilidad del esmalte.

### 3.3 COMPONENTES DE LA RESINA.

- a) POLIMERO.
- b) MONOMERO.

a) POLINOMERO. El polinómero que se usa en estas resinas se compone esencialmente de (metacrilato de metilo) pudiendo -- contener además un agente iniciador que, por lo común es el peróxido de benzoflona en las proporciones del 0.5 al 2.0 %. Las resinas para las restauraciones basadas en otros componentes -- tipos de polímero se estudiarán más adelante.

La obtención del matiz y la tonalidad adecuada para este material, se logra de la misma manera que para la porcelana -- dental. Para conseguir los efectos deseados después de la polimerización, las perlas de polímero de un cierto color mezcla con perlas transparentes.

Con respecto a la superficie total presentada en la reacción monómero-polímero, el tamaño de las partículas del polímero puede adquirir gran importancia. Si todos los demás factores pertenecen inalterables, el monómero atacará con tanta mayor -- rapidez al polinómero cuando menor tamaño tengan sus partículas. Como lógica consecuencia el régimen de solubilidad de polímero y el tiempo de endurecimiento serán más rápidos con los -- polímeros ultrafinos. La mayoría de los materiales que presen

tan este tipo de polímero se pueden mezclar en una loseta de vidrio, no así con aquellos cuyas partículas de polímero son más grandes (malla 100 a 200), cuyos regímenes de solubilidad sobre una loseta serían demasiados lentos y que, entonces resulta más práctico hacer mezcla en un vasito deppen.

A los efectos de controlar las características de inserción, productos comerciales contiene una mezcla de polvos con diferentes tamaños de partículas. Con una óptima distribución de tamaños de partículas, es posible humedecer el polvo con -- una pequeña cantidad de líquido con lo que el total de la restauración de polimerización se reduce.

Se puede apreciar el tamaño a la forma de las partículas de polímero de tres resinas acrílicas utilizadas para obturaciones directas. Aunque ninguna de esas partículas son tan grandes como las que corresponden al polímero de los acrílicos para bases de dentaduras, existen entre ellas mismas diferencias significativas de tamaño y forma.

Es evidente que este tipo de partícula se ha obtenido -- por desgaste de un polímero sólido.

En el controlador de la reacción inicial entre el polímero y el monómero es necesario tener en cuenta la distribución del peso molecular del primero, tal como en el caso de los polímeros usados para bases de dentaduras. Para facilitar esta reacción, el polímero puede contener una cantidad limitada de plastificante.

b) MONOMERO. El monómero se compone particularmente de metacrilato de metilo, aunque algunos productos comerciales poseen probablemente en menor cantidad, un agente de cadenas cruzadas contienen además una pequeña proporción de un inhibidor (por ejemplo hidroquinona 0.006 %). Si el fabricante incluye en la resina un activador, por lo común, lo incorpora en el monómero. Así mismo, el ácido metacrílico puede estar presente.

### 3.4 QUIMICA DE LAS RESINAS.

Por contraste con lo que se desea con las resinas acrílicas de autopolimerización para base de dentaduras, en las resinas, para obturación directa se requieren que la polimerización se complete en un lapso relativamente corto. Como la resina se polimeriza por la general directamente en la cavidad dentaria, es necesario, para no prolongar en demasia la sesión

clínica, que el tiempo requerido para la reacción sea lo más breve posible. Así mismo cuanto más rápida sea la polimerización, tanto menores serán las probabilidades de desadaptación de la resina en las paredes de la cavidad dentaria durante el terminado de la restauración por consiguiente, es preciso contar con un período corto de inducción.

Se han enumerado varios factores que, prescinden del método de activación, influyen sobre el tiempo de polimerización de las resinas acrílicas. Estos factores son: el tamaño de las partículas, la distribución del peso molecular y la composición del polímero. En última instancia, el tiempo total de endurecimiento dependerá de la reacción monómero polímero y, de manera particular del régimen a que sean suministrados los radicales activados del iniciador, así cuanto más rápido.

Sea el régimen de formación radicales libres, tanto más breve será el período de inducción. En presencia de un activador químico, todo aumento de temperatura, al iniciador al increíble incrementa la energía libre, facilita la producción de radicales libres, y en consecuencia, abrevia al período de inducción.

En la actualidad, existen dos métodos (inducción) generales por los que se consiguen radicales activos a la temperatura bucal. En los primeros de ellos, que ya se ha descrito, se utilizan dos agentes químicos que pueden ser la DIMETIL/P-TOLUIDINA, que se incorpora al monómero como activador, y el peróxido de benzoilo, que se agrega al polímero como iniciador. Cuando los dos se ponen en contacto, la DIMETIL-P-TOLUIDINA, activa las moléculas de peróxido de benzoilo y se liberan radicales libres, que a su vez, actúan como iniciadores de las reacciones de polimerización. La reacción en el poli(metacrilato) de metilo también se puede iniciar con dimetilsimxilideno. Cuando éste agente actúa como activador, para alcanzar un régimen de polimerización comparable, se pueden utilizar concentraciones más bajas. Permaneciendo constante los otros factores, el régimen al que son suministradas las moléculas activadas depende de la reacción iniciador-activador. Independientemente de todos los factores involucrados, siempre habrá un período de inducción.

Una ligera modificación de este modo convencional de polimerización consiste en agregar al monómero, que ya contiene la amina activadora, ácido metacrílico adicional.

El objeto principal de este agregado es el reducir los cambios de sucesivos de color de la resina en la cavidad.

El otro método se basa en el empleo de un compuesto químico que pueda proveer radicales libres sin el auxilio de un iniciador como en el caso anterior. La dimetil-p-toluidina puede realzar la polimerización sin la necesidad del peróxido de benzoilo, pero el proceso es sumamente lento.

Se ha comprobado que el ácido p-toluil sulfínico ( $\text{CH}_3\text{C}_6\text{H}_4\text{SO}_2\text{H}$ ), entre otros, también puede iniciar la polimerización del metacrilato de metilo. El ácido p-toluil sulfínico se disuelve en el monómero y la reacción, bajo ciertas condiciones, comienza de inmediato sin un período de inducción mensurable. Dentro de las mismas condiciones, inicialmente, la producción de radicales libres es más rápida que la reacción que ocurre entre la dimetil-p-toluidina y el peróxido de benzoilo. El metacrilato de metilo polimeriza más rápido a  $20^\circ\text{C}$  ( $68^\circ\text{F}$ ) con ácido t-p-toluil sulfínico que a  $60^\circ\text{C}$  ( $140^\circ\text{F}$ ) con peróxido benzoilo.

Una objeción que se hace al ácido p-toluil sulfínico es la de su inestabilidad ya que, al oxidarse, se transforma en ácido p-toluil sulfónico ( $\text{CH}_3 - \text{C}_6\text{H}_4 - \text{SO}_3\text{HO}$ ) que no es un activador de la polimerización. Industrialmente, este inconveniente se ha subsanado en forma parcial sumergiendo el ácido p-toluil sulfínico en aceite de silicona inerte, que lo preserva del contacto del aire. En estas condiciones su duración es de aproximadamente seis meses.

En la práctica, el odontólogo exprime de un tubo flexible una determinada cantidad de la pasta de aceite de silicona y ácido sulfínico y la deposita sobre un papel secante contra el cual comprime. Esto tiene por objeto eliminar el aceite y poder luego disolver el remanente en el monómero. La polimerización comienza inmediatamente.

Este tipo de sistema se puede modificar con una formulación, más simple. El ácido sulfínico o un derivado del mismo se incluye en el polvo del polímero, que también contiene una determinada cantidad de peróxido de benzoilo, hasta que el polímero no se mezcla con el monómero no se produce ninguna reacción. Este último posee un activador que inicia una reacción entre el ácido sulfínico y el peróxido que, a su vez, ocasiona energía libre. La naturaleza exacta del mecanismo de la polimerización no es conocida.

Este sistema difiere de aquel que emplea la reacción amirperóxido en que la producción de peróxido de benzoilo mucho más baja. Además el monómero no contiene ni iniciador ni activador. Una de las ventajas del sistema más nuevo es el ácido sulfínico no se suministra como un componente por separado. En

otras palabras, los tres componentes del sistema se reducen a dos y por lo tanto, la técnica de mezcla se simplifica.

### 3.5 VENTAJAS Y DESVENTAJAS.

#### VENTAJAS:

- 1.- EXCELENTE EFECTO ESTETICO.
- 2.- INSOLUBILIDAD DE LIQUIDOS BUCALES.
- 3.- RESISTENCIA A LA PIGMENTACION DE LA SUPERFICIE.
- 4.- BAJA CONDUCTIVIDAD TERMICA.

#### DESVENTAJAS:

- 1.- POCA DUREZA.
- 2.- FUERZA DE COMPRESION DE APROXIMADAMENTE 700 kg/cm<sup>2</sup>.
- 3.- ALTO COEFICIENTE DE EXPANSION TERMICA.
- 4.- CONTRACCION DURANTE LA POLIMERIZACION.
- 5.- CAMBIO DE COLOR MARGINAL.

### 3.6 TECNICAS DE APLICACION DE LA RESINA.

a) TECNICA COMPRESIVA. En la literatura odontológica se mencionan varias técnicas para la inserción de la resina acrílica de autopolimerización directa en la cavidad dentaria. Por lo menos tres de ellas son de uso corriente; la de la inserción en masa o técnica comprensiva, la no comprensiva o técnica del pincel y la técnica del escurrimiento.

Todos los demás procedimientos individuales empleados son básicamente variaciones de las tres técnicas mencionadas.

En la técnica comprensiva, el polímero y el monómero se unen prácticamente de la misma manera que se hace con las resinas para bases. La mezcla se prepara en una loseta de vidrio o en un vasito Dappen. Una objeción que se hace a este procedimiento es el hecho de que puedan incorporarse burbujas de aire que afectan la estructura de la restauración final.

Un medio de evitar este riesgo consiste en agregar polvo - al líquido si efectuara ningún tipo de agitación o mezcla. Para ello, en un vasito de Dappen se coloca una cantidad suficiente de monómero. Para que todo el polímero se sature, el vasito se golpeé vivamente contra la mesa de trabajo. Este proceder se continua hasta que el monómero se haya absorbido. La masa de acrílico queda para ser llevada a la cavidad dentaria.

Después que el polímero y el monómero se han mezclado, la masa se inserta en la cavidad de una sola vez. Sobre ella se aplica una tira de algún material que no sea atacado por el líquido y que, al mismo tiempo se haga de matriz, la mantenga bajo presión. Esta matriz se sostiene firmemente en posición -- hasta que virtualmente se produzca la polimerización. Cualquier perturbación de la matriz durante el período de polimerización es causa suficiente como para la futura restauración -- sea proclive a la filtración.

Las funciones de la matriz son las siguientes: I).- Evitar la evaporación del monómero durante la polimerización, -- II).- (Evitar) Consolidar el material dentro de la cavidad y -- reducir el tamaño de cualquier burbuja de aire que haya quedado incorporada a la masa, III).- Dirigir la contracción de la polimerización a zonas donde se supone que no han de ser posibles las filtraciones.

No hay duda de que la técnica compresiva o de inserción -- en masa es uno de los procedimientos más prácticos y que, cuando se realiza correctamente, da resultados razonablemente buenos.

Se supone que su principio básico finca en la presión que, por intermedio de la matriz, se ejerce sobre la resina mientras está polimerizando dentro de la cavidad y que, por consiguiente, la fuerza contra las paredes de la misma, suministrando permanentemente más material en el caso de ser necesario. -- Lamentablemente, en la práctica este mecanismo no se cumple. -- En realidad al ejercer presión contra la matriz, por cualquier exceso de resina que no está combinado dentro de la cavidad, -- fluye por fuera y alrededor de esta, por encima de la superficie del diente y forma un sobrante. Este es el motivo por el que, después del escurrimiento de la resina, la presión de la matriz actúa sobre la superficie del diente circundante a la cavidad y no sobre el material obturante que está polimerizado en la misma. Es evidente que, si con la técnica compresiva se logra resultados satisfactorios estos no son debidos precisamente a la presión si no por lo menos en parte, a otros factores tales como norma de la contracción, confinamiento mecánico del material a las paredes de la cavidad y la presencia de un exceso de material del cual la resina en su contracción puede proveerse.

Independientemente de la técnica que se utilice, es importante evitar la evaporación del monómero durante los períodos iniciales de la polimerización. De lo contrario, una vez terminado el proceso las perlas del polímero que no quedan rodea-

dos por una matriz polimerizada y la superficie de las resinas adquiere un aspecto arenoso. Como ya se dijo, la cinta-matriz protege la evaporación de la superficie. No obstante, en otras técnicas en la que es posible prescindir del uso de la matriz - la evaporación se puede prevenir cubriendo inmediatamente la restauración con una película protectora, tal como manteca de cacao o cera.

#### b) TECNICA NO-COMPRESIVA O DE PINCEL.

En la técnica compresiva o del pincel, en vez de insertar la resina en masa, se le hace por medio de aplicaciones compresivas de pequeños incrementos de mezcla de monómero polímero.- El polímero se coloca en un vasito Dappen y el monómero en - otro. La cavidad se satura con monómero. Se sumerge luego la punta de un pequeño pincel de pelo de matraha, primero en el monómero y luego en el polímero, de ésta manera, en su extremo - se adhieren algunas pocas perlas. La pequeña esferula que así se forma se deposita en la cavidad en contacto con el monómero ya existente. El proceso descrito se repite en la misma forma una y otra vez. Dependiendo de la temperatura, del tamaño de las partículas del polímero y de la experiencia del operador, - el lapso que media entre una aplicación y otra puede variar en tre diez y sesenta segundos. Cuando la cavidad se ha obturado adecuadamente, la superficie exterior se cubre con algún material inerte, tal como manteca de cacao, que evita la evaporación del monómero. La resina se mantiene cubierta hasta completar la polimerización inicial. En este caso la presión no es necesaria.

De utilizar la técnica no-compresiva, es menester tener especial cuidado de no contaminar el polímero que esta en uno de los vasitos Dappen con el monómero que esta contenido en - el otro y visceversa. El contacto prematuro del polvo y el líquido perturba el desarrollo correcto de las relaciones de polimerización que conducen a una restauración poco resistente.

Otra precaución que debe tomar es la de que nueva cada - porción de polímero-monómero que se agregue se haga sobre una superficie saturada de monómero. Si se permite que el monómero de las partes ya colocadas se evapora, la resina presenta entonces una superficie opaca que no ofrece buenas condiciones de adhesión a las nuevas porciones.

Debido a las nuevas dificultades que existen en las técnicas compresivas, tal como el movimiento en la matriz durante

la polimerización, la técnica del pincel por lo general, es -- más utilizada y da una adaptación a las paredes de la cavidad a lo mejor. Es probable que esto sea debido a que hay menores motivos de error y a que la masa de resina siendo mas delgada, con una mayor viscosidad y tensión superficial tiende a fluir con mayor facilidad por las diminutas infractuosidades de las paredes de la cavidad. De ésta manera, durante la polimerización la resina está afirmada convenientemente.

El empleo de ciertos forros para cavidades que proveen - los fabricantes de resinas, constituye otro medio de aumentar la adaptación. Estos forros que frecuentemente los fabricantes los suministran con las denominaciones de "primers" o "cavityseals", se deben confundir con los barnices cavitarios. - Los barnices cavitarios que se descubrirán en otro punto no - se utilizan con las resinas para obturaciones. Aunque la composición exacta de éstos forros no es conocida, el análisis - de uno de ellos indica que está compuesto de 5 a 10 partes de éster fosfórico, de 5 a 10 partes de ácido metacrílico y de - 80 a 90 partes de metacrilato de metilo. Si antes de la in-- cersión de la resina las paredes de la cavidad se pintan con éste forro, la adaptación mejora notablemente.

No obstante, no hay evidencia de que éstos forros produzcan una verdadera adhesión a la estructura dentaria. Es probable que contribuyan a la limpieza de la superficie de la cavidad y que, de ésta manera, permitan una mejor humectancia de la superficie por la resina restauradora. El forro se deberá aplicar como para que forme una película muy delgada. - Todo exceso en los (gases) márgenes producirá una línea blanca alrededor de la restauración.

### c) TECNICA DEL ESCURRIMIENTO.

Existen otras modificaciones de la técnica del pincel. - Esta última es fácil de realizar en las restauraciones de V - clase o en otras zonas donde se puede controlar el exceso de resina, no es aplicable en otros determinados casos. Así, -- por ejemplo, la atracción de la gravedad en una porción grande de resina mientras está fluída, puede perturbar al, controlar la adaptación a los sitios deseados por el operador. Para evitar ésta eventualidad, se puede utilizar una combinación de las técnicas del pincel y la compresión que, por lo común, se le conoce cómo técnica del escurrimiento.

En éste método, en primer lugar se prepara una mezcla -- fluída de monómero y polímero. Por medio de una espátula o-

un pincel de pelo de marra de resina fluída se transporta a la cavidad. Luego que ésta se ha llenado con el material, se coloca la cinta-matriz pero, contrariamente a como se hace con la técnica compresiva, no se ejerce presión alguna. La fluidez de la resina permite asegurar una íntima adaptación a la superficie dentaria, la matriz contribuye a contener la resina asegurando un contacto y límites adecuados.

### 3.7 PROPIEDADES FISICAS Y QUIMICAS.

#### a) CALOR DE POLIMERIZACION.

La temperatura alcanzada en el interior de la resina durante el curado, entre otros factores depende de la temperatura del medio ambiente en el que la resina polimeriza, del régimen de polimerización y del volúmen de la restauración. A igualdad de volúmen, el aumento de temperatura en el cemento mencionado es mucho menor que el producido por las resinas de autopolimerización.

También es de apreciar que las temperaturas máximas logradas y los tiempos en que estas se alcanzan, varían de acuerdo con las diferentes marcas de resina. La mayor parte de la polimerización se produce antes y en el momento en que la temperatura llega a su máximo, es decir, en el pico de la curva térmica. Teniendo en cuenta de que la mayor parte de la polimerización toma lugar cuando la temperatura alcanza su máximo, en el intervalo de tiempo transcurrido entre el momento en el que el polímero y el monómero se mezclan y en el que la curva térmica llega a su pico, puede ser definido como tiempo de endurecimiento o de fraguado de la resina.

Para determinar de manera aproximada, el tiempo que tarda la temperatura en alcanzar ese valor máximo, se sostiene un pequeño trozo de material entre los dedos pulgar e índice durante su polimerización y su estado térmico se aprecia por las sensaciones calóricas que el produce. Esta forma de determinar el tiempo de endurecimiento resulta particularmente práctica cuando se emplea la técnica compresiva. En el momento en el que la resina comienza a enfriar entre los dedos se puede retirar la matriz y dar comienzo a los primeros retoques de la obturación. El tamaño de las partículas del polímero influye sobre el régimen de polimerización y comparativamente por tanto, menor la elevación de temperatura.

## b). EFECTO DE LA TEMPERATURA.

Como ya se vió, en las resinas termocurables cuando más alta es la temperatura del medio que las rodea, tanto más rápido es el régimen de su polimerización y, como consecuencia, mayor es la elevación de la temperatura que experimentan durante su cura, con respecto a la inicial. En las resinas utilizadas para obturaciones dentarias, este factor adquiere suma importancia.

Así, por ejemplo, la elevación de la temperatura durante la polimerización de una resina para obturaciones es mayor que la temperatura bucal que a la del medio ambiente, aunque en ambos casos se utilice la misma cantidad de la resina. Además, el calor desarrollado por la reacción, así indicado por el cambio de temperatura durante la polimerización, varía considerablemente con las distintas marcas de resina en su relación con la temperatura ambiental en la que la polimerización se realiza. En otras palabras, una determinación de los cambios térmicos y una cantidad dada de resina de autopolimerización durante su curado a la temperatura ambiente, no es necesariamente, un dato aplicable a los cambios térmicos que pueda tener la misma cantidad de resina cuando se cura a la temperatura de la boca.

## c) TIEMPO DE FRAGUADO.

Con respecto al tiempo que se insume para alcanzar el máximo de la temperatura (es decir), tiempo de fraguado; son --- aplicables las mismas consideraciones anteriores. No se pueden pronosticar los tiempos de fraguado de las diferentes resinas a la temperatura bucal, basándose a los tiempos obtenidos a la temperatura ambiente. Cuanto mayor sea la masa de la resina autopolimerizable, tanto mayor será el máximo de temperatura alcanzada. Sin embargo, las diferencias de cantidad de masa no afectan los tiempos en que se alcanza dicho máximo (es decir, el tiempo de fraguado).

Es de apreciar que desde el punto de vista práctico, el máximo de temperatura alcanzado es sólo importante porque constituye un medio de saber cuando se puede retirar la matriz. Dada la escasa cantidad de material que se utiliza en las restauraciones dentales, es probable que la restauración que la elevación de temperatura durante la polimerización no sea de suficiente magnitud como para dañar la pulpa.

Además de la elevación máxima de la temperatura, el régi-

men al que disminuye el monómero residual dentro de la resina-polimerizante, sirve también como un indicador de la rapidez de la polimerización y del tiempo de fraguado en relación con el tiempo transcurrido como es de apreciar el contenido de monómero residual durante los primeros minutos de la polimerización es sumamente menor en las resinas, después de tres días - el monómero residual de las tres resinas es esencialmente el mismo, así indicada por el menor contenido del monómero residual durante los primeros minutos, constituye una ventaja. Un endurecimiento rápido disminuye la posibilidad de que las restauraciones disturbada al remover la matriz, en los casos de utilizar las técnicas compresiva o del escurrimiento. Así mismo, luego de la remoción de la matriz, los márgenes de la obturación se pueden terminar sin mayor riesgo de distorcionar la resina.

#### d) EFECTO DEL AGUA.

La incorporación del agua en la resina antes o durante la polimerización aumenta decididamente la elevación máxima de la temperatura y reduce el período de inducción. Sin embargo, la incorporación de agua siempre debe ser evitada ya que, de lo contrario, se puede afectar la tonalidad de la restauración. De manera particular, en aquellas resinas que contienen ácido-p-toluilsulfínico, es absolutamente indispensable evitar la incorporación del agua. Si la saliva contamina la resina durante su polimerización en el diente, el ácido p-toluilsulfínico se descompone y el material no polimeriza correctamente, estas la razón por la que la resina solo se debe colocar en una cavidad que esté seca. Como ya se dijo durante la polimerización la superficie de la obturación se protege de la saliva -- por medio de una película protectora conveniente.

#### e) CONTRACCION DE POLIMERIZACION.

Como se vió cuando una resina acrílica se polimeriza con los procedimientos dentales habituales se produce una contracción de volumen de 7%, aproximadamente. Este cálculo está basado sobre la presunción de que la mezcla polímero-monómero sólo se utiliza un tercio de este último. Si la cantidad de monómero aumenta es de preveer una mayor contracción más que el cemento de silicato. Las resinas que no se contraen son aquellas que durante la polimerización presentan las mayores elevaciones de temperatura. Así mismo, el material que menos contracción presenta es también uno de los que produce menor elevación de temperatura de acuerdo con lo expuesto se puede gene

ralizar la correlación cualitativa entre la cantidad de contracción y el calor de reacción. Es posible que esta relación se pueda aplicar en las diferencias en los distintos grados de polimerización alcanzados por las distintas resinas, ya que es lógico pensar que, manteniendo los demás factores iguales, -- cuanto más completa sea la polimerización tanto mayores serán la contracción y el calor de reacción.

Sobre la base del cálculo teórico de contracción de volumen 7%, o mayor en el caso de utilizar más monómero, la magnitud de la contracción que fluctua entre 5-8% es quizás menor -- de la que podría esperarse. Para explicar estos valores de contracción aparentemente más bajos, existen por lo menos dos razones: es probable que, cuando se emplean estos tipos de resinas de autopolimerización parte de la polimerización se produzca antes de comenzar las mediciones y que la polimerización, -- dentro del tiempo indicado no se haya completado.

Las diferencias que en la cantidad de contracción de polimerización presentan las distintas marcas de resinas para obturaciones directas, es dudoso que tengan un significado práctico. Si un material de la boca se contrae durante su endurecimiento tanto como un 5% más, es poco probable que, en los que -- a las posibles filtraciones de la restauración se refiere, tenga significación clínica.

#### f) COMPENSACION DE LA CONTRACCION.

Si en la práctica dental realmente ocurriera una contracción de volumen de la magnitud de un 5-8%, las filtraciones -- que permitiera las obturaciones por falta de adaptación a las paredes de la cavidad, serían tan grandes que obligarían al -- odontólogo a no utilizar tal materia. Sin embargo, las resinas de autopolimerización se usan con relativo éxito. Lo que -- indica que en cierta forma es posible evitar la filtración.

En lo que a la técnica compresiva respecta, ya se insistió en la importancia que tiene el mantener la resina bajo presión con una matriz durante la polimerización. En ese entonces se dijo que el propósito de la matriz, era dirigir la contracción hacia zonas donde ese cambio dimensional no favorecie -- ra las filtraciones, o sea, una falta de adaptación. Así se -- muestra una obturación que se colocó con la técnica compresiva. Una vez incertada la resina en la cavidad se le precionó con -- lamatriz hasta permitir su polimerización, la que se realizó a -- a una temperatura de 37.0°C (98.6°F). El diente con la restauración se seccionó cuidadosamente. Es de apreciar que el tipo

de contracción de polimerización es direccional y que particularmente se produce en el fondo de la cavidad y no a lo largo de las paredes proximales, ya que los márgenes fueron herméticamente mantenidos por el sobrante de resina que en ellos se produjo por la presión de la matriz.

Por cuanto la superficie de la resina se separa de la matriz cuando se contrae, es evidente que la presión que ésta -- ejerce adquiere un valor de cero poco después de comenzar la polimerización. Sin embargo, los sobrantes de resina fueron tan delgados que es muy probable que, en razón de su escasa masa, su contracción haya sido prácticamente insignificante. -- Por consiguiente, cabe suponer que la presión de la matriz sobre ellos fue positiva en todo momento. Es concebible, entonces, que los sobrantes hayan contribuido en parte a evitar la contracción en los márgenes de la restauración, ya que la acción resultante de estar bajo presión, fue la de mantener la resina herméticamente adosada a los márgenes de la cavidad.

Si durante la inserción de la mezcla polímero-monomero se logra una perfecta adaptación a las paredes de la cavidad, es posible obtener una adaptación mecánica del material a la superficie dentaria. Esta adesión es efectiva solo durante las primeras etapas de la polimerización y se pierde tan pronto como la restauración se pone en contacto con la humedad. Esta pérdida de adesión característica es, por su puesto, común a pérdida en otros materiales dentales y, de manera particular, en los cementos que se estudiaran. Con todo es posible que la adaptación inicial sea efectiva en la prevención de la contracción de polimerización con los márgenes de la restauración.

En el caso de las técnicas no-compresivas, la atracción -- es dirigida hacia las paredes de la cavidad. Al incertar las primeras porciones de la mezcla monómero-polímero hay en los comienzos de la polimerización suficiente adhesión mecánica en las paredes relativamente secas de la cavidad, como para la -- contracción tiene hacerse hacia las mismas. Al agregar más material, la contracción se hace hacia las partes ya colocadas, y así sucesivamente.

Este tipo de compensación para la contracción de polimerización se puede ver en la sección transversal de una restauración de resina acrílica. La restauración de resina acrílica se realizó por medio de la técnica del pincel. Las capas formadas por los distintos incrementos son algo visibles. Este es de notar que la adaptación de la resina en el fondo de la cavidad es superior a la alcanzada por la misma cuando se emplea la técnica comprensiva.

## g) SORCIÓN DE AGUA.

El aumento de peso debido a la sorción de agua de las resinas de autopolimerización, no difiere mayormente del que se produce en las resinas curadas por la actividad de calor.

Los cambios de volumen originados durante la sorción de agua se han demostrado utilizando pequeños cilindros de resinas termocurables para obturaciones. Es probable que la diferencia finque en la evolución de tensiones. Al calentar ligeramente las probetas de resinas de autopolimerización antes de la inmersión, se comprobó un cambio lineal de 0.3 a 0.5 %. -- Con todo, en lo que a las resinas autocurables para obturaciones respecta, es probable que la sorción de agua tenga poco -- significativo clínico.

## h) DUREZA SUPERFICIAL Y RESISTENCIA.

De todos los materiales para obturaciones existentes, las resinas acrílicas son indudablemente los más débiles y más -- blandos. En la tabla se muestra un cuadro comparativo del número de dureza Knoop de las estructuras del diente y de varios tipos de materiales para obturaciones. Es de apreciar que la resina acrílica es más blanda que los tejidos duros del diente y que cualquier otro de los materiales restantes en aquellas -- zonas dentarias no sometidas a la acción de las fuerzas masticatorias.

Esta limitación de uso está confirmada por la confrontación de otras propiedades mecánicas. El promedio de la resistencia a la fluencia, bajo una carga compresiva, es solo de -- 450 kilogramos por centímetro cuadrado (6,400 libras por pulgada cuadrada). Por cuanto en la cavidad bucal son como las -- fuerzas masticatorias superiores a los 45 kilogramos por centímetro cuadrado así como, también, un escurrimiento plástico de la resina.

Mientras que las aleaciones de oro utilizadas para las incrustaciones tienen un módulo elástico de 1,000.000 de kilogramos por centímetro cuadrado (14.000.000 de libras por pulgada cuadrada).

El poli-(metacrilato de metilo) posee uno de 21.800 kilogramo por centímetro cuadrado (1 310.000 libras por pulgada -- cuadrada). Esto significa que, a iguales fuerzas sobre probetas similares de resina y de oro, se producirá una deformación -- 13 veces mayor en las primeras que en las segundas de oro. De

esta manera, es muy probable que los esfuerzos masticatorios - provoquen una deformación de las obturaciones de resina y un - movimiento en las áreas marginales.

Por todo lo visto, es evidente que, de acuerdo con una -- consiente valoración de las propiedades básicas de las resinas - para obturaciones, éstas sólo están indicadas en las zonas no - sujetas a tensiones. De esta manera, su aplicación primaria - está en las restauraciones de V clase y, habiendo acceso, en - las de III clase. Como recurso temporario, las resinas acríli - cas se pueden utilizar con relatividad eficacia en las cabida - des de IV clase. En este último caso es necesario en primer - lugar cementar un alambre retentivo en la cavidad. Como regla general, para la restauración de resina nunca debe abarcar más de dos o tres superficies.

#### i) PROPIEDADES ANTICARIOGENICAS.

La capacidad de un material para obturación de ser antica - riogénico es una condición de suma importancia que con frecuen - cia se menciona al estudiar los materiales para obturación. Mu - chos materiales de este tipo en especial los cementos de sili - cato, poseen algunas características bacteriostaticas o germi - cidadas. Lamentablemente, la mayoría de las resinas polimeriza - das son bacteriostaticamente inertes.

Aunque inicialmente el monómero residual de las resinas - de autopolimerización producen un leve efecto inhibitorio, al - cabo de 48 horas se hacen totalmente inertes.

Se ha intentado adicionar a las resinas acrílicas agentes más solubles producen una buena protección marginal pero debi - do, precisamente, a su alta solubilidad se filtran con prontitud y pierden potencia. Los compuestos menos solubles parecen tener poco afecto. Existe, sin embargo, una esperanza de la - posibilidad de añadir fluoruro de sodio en pequeñas concentra - ciones (2 %) brevemente, el fluoruro reacciona con las estruc - turas dentarias y aumenta sin embargo, una todavía está por -- probar si en realidad produce un efecto anticariogénico. Es - posible que el agregado de un fluoruro pueda servir como un me - dio de seguridad contra los efectos deletéreos de la filtra - ción.

Debido a la total falta de cualquier manifestación anti - cariogénica, en las resinas típicas para obturaciones, el pro - blema de la filtración marginal es particularmente agudo con - estos materiales.

## j) PERCOLACION.

De acuerdo con los datos suministrados, el coeficiente de expansión térmica lineal del diente a través de su corona es de  $11.4 \times 10^{-6}$  por grado centígrado, mientras que el de una resina acrílica seca es de  $81 \times 10^{-6}$  por grado centígrado. -- Cuando la resina está húmeda la expansión térmica puede ser de 40 a 65 veces mayor. Por lo tanto, la resina acrílica se dilata o contraerá siete veces más que la estructura dentaria -- por cada grado que varíe de temperatura. Se han establecido cálculos similares para otros materiales para obturaciones. Es de notar que la diferencia entre la expansión de la resina y la de los tejidos dentarios, es mucho mayor que la que existe entre estos últimos y la de cualquier otro material para obturaciones.

El interés clínico de este fenómeno se puede apreciar. En un diente extraído se insertó una obturación de resina acrílica. Luego de sumergido en agua helada por 30 segundos se secó y se calentó con los dedos el calor transmitido hizo brotar gotas de líquidos a través de los gérmenes de la obturación.

Estudios efectuados directamente en la boca, han demostrado efectos similares cuando una obturación de resina acrílica se enfrió a  $9^{\circ}\text{C}$  ( $48^{\circ}\text{F}$ ) en el momento que el paciente bebía -- agua helada y luego se calentó a  $52^{\circ}\text{C}$  ( $125^{\circ}\text{F}$ ) al ingerir café caliente. De esto se deduce que la obturación se calienta o se enfría de acuerdo con la temperatura de los alimentos que se ingieren. Como es de imaginar, con el descenso de la temperatura la obturación se separa de las paredes de la cavidad y se produce un imbibición de los fluidos circundantes mientras -- que, con el descenso de la misma, se ocasiona un efecto contrario y los fluidos son expelidos. Esta acción de bombeo alternado de aspiración y expulsión de fluidos se denomina percolación.

## k) FILTRACION MARGINAL.

Es posible que los cambios de temperatura experimentados en las obturaciones dentales no sean tan extremoso como recién se ha visto, pero resulta difícil imaginar que el diente, y -- particularmente las obturaciones, no tengan cambios de temperatura de cierta amplitud, por lo menos cuando se ingieren alimentos y líquidos fríos y calientes. De haber tales cambios, -- los hechos demuestran que los efectos de la percolación en las resinas acrílicas son mucho mayores que los observados en otros materiales para obturaciones.

Dureza Knoop comparativa para materiales para restauración dentaria.

MATERIAL	NDK
Esmalte dentario	300
Dentina dentaria	65
Cemento de silicato	70
Resina acrílica termocurable	16
Resina acrílica autocurable	16
Oro puro	32
Aleación blanda de oro para incrustaciones	55
Amalgama	90

En lo que a la importancia clínica respecta, la opinión no es uniforme. Algunas experiencias in vitro indican que la filtración marginal de las restauraciones de resinas acrílicas no es peor que de la que se produce con otros materiales para obturaciones. Otras, por el contrario, demuestran que al percolación en las resinas acrílicas ocasiona una filtración marginal, definitiva.

Con prescindencia de su significado clínico, los cambios dimensionales provocados por las fluctuaciones de temperatura en la cavidad oral, no es una característica deseable en un material para obturaciones. Para disminuir sus efectos se han propuesto numerosas ideas, pero ninguna de ellas ha sido totalmente efectiva. El mejor método es asegurar inicialmente la máxima adaptación posible a las paredes de la cavidad. Cuanto mejor sea esta adaptación inicial, tanto menores serán, posiblemente, las posibilidades de que la resina se separe, de manera permanente, de la estructura dentaria durante los cambios térmicos. El empleo de una técnica no, comprende para colocar la restauración y la aplicación adecuada de un forro cavitario aseguran la máxima adaptación.

#### 1) DECOLORACION.

Cualquier impureza que se incorpore a la resina durante su elaboración o manipulación, se traduce luego en una decoloración de la restauración. Para evitarla, el odontólogo debe utilizar todo el instrumental limpio y cuidar de no tocar con los dedos ni antes ni durante la polimerización.

En un tiempo, debido a la reacción química del iniciador y el activador, así como también a la del inhibidor, la decoloración general de la resina era muy común. En las resinas acrílicas para obturaciones modernas, tal decoloración ha sido virtualmente eliminada por la adición de estabilizadores, tales como agentes que facilitan la transferencia de cadena, o tener y utilizando sistemas diferentes de iniciador, tal como el más estable dimetil-mtoluidina en reemplazo del dimetil-p-toluidina en reemplazo del dimetil, o especialmente, en el ácido p. toluidi sulfínico, como ya se ha visto. Para reducir los cambios de color indeseables, la hidroquinona habitual se puede reemplazar por el hidroxitoluol butilado.

En todo caso, bajo condiciones ideales de calidad y técnica, es de esperar que la restauración de resina acrílica no cambie perceptiblemente de color durante su uso y que el material mantenga sus propiedades estéticas de manera definitiva.

Además, siendo virtualmente insoluble en los fluidos orales es difícil que se produzca una deterioración imputable a la solubilidad.

#### m) TERMINACION.

De preferencia, el terminado de la obturación recién debe realizarse por lo menos después de que hayan transcurrido 24 horas de su inserción, lapso en el que se completa la reacción de la polimerización. Los excesos y saliencia del material -- conviene eliminarlos cortándolos y desgastándolos siempre en dirección del centro de la obturación hacia la periferia. Si el desgaste se hace en sentido contrario, contra los márgenes, -- hay peligro de desprenderlos y dejar aberturas aptas para las filtraciones. El desgaste se puede realizar con una hoja cortante delgada, con un instrumento filoso y con una fresa redonda o para terminar un instrumento filoso, ligeramente apoyada contra la resina. La superficie se puede entonces alisar eficientemente con una fresa desafilada. El pulido final se obtiene con tiza humedecida utilizando una rueda de piel de búfalo o con harina de pómez humedecida y excesivamente en una tacita de goma blanda. Convenientemente evitar el glaseado excesivo de la superficie ya que disminuye las cualidades estéticas de la resina.

#### n) REACCION PULPAR.

Todos los materiales utilizados para obturaciones producen alguna reacción pulpar. De manera particular, se ha culpado a las resinas de provocar lesiones y aún la muerte de la pulpa. Aunque desde este punto de vista las resinas han sido condenadas, por lo general se está de acuerdo con que la reacción pulpar es reversible y que toda lesión no es permanente.

Es probable que las mayores incidencias de reacción pulpar que evidentemente se producían con las primeras resinas, -- hayan sido debidas a las severas filtraciones que ocurrían con las técnicas empleadas en aquel entonces. Como ya se vió, hay tendencia a descuidar la técnica de la inserción en masa. En los comienzos fue la única que se utilizó. Es indudable que el uso inadecuado de este método, el terminado prematuro de la resina y los productos de inferior calidad contribuyeron a las adaptaciones deficientes. Con prescindencia del material para obturación empleando, si la filtración es severa y entre la estructura del diente, y la restauración penetran agentes deletéreos, la reacción pulpar es inevitable. Por cuanto las resi--

nas carecen por completo de acción bactericida, es menester insistir sobre la importancia que tienen el asegurar con estos materiales una correcta adaptación.

### 3.8 RESINAS COMPUESTAS.

Estos materiales (Adáptic, Concise etc.), están indicados para cavidades de clase III, IV, V. 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 conoides, diastemas, etc.). Son superiores a la amalgama en estética y tienen una menor conductividad térmica. En la actualidad la amalgama, es decididamente preferible para la restauración de clase I y II, debido a que clínicamente es más resistente a la abrasión, lo cual se hace notable al cabo de un año.

Las resinas con refuerzos están reemplazando tanto a los acrílicos sin relleno como a los silicatos en la 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 se presentan en sistema de polvo-líquido y pasta-pasta. Estos últimos son preferidos por la mayoría de los profesionales por su facilidad de manipulación y sus resultados consistentes. Además del material autopolimerizable, existe también el que polimeriza con luz ultravioleta (sistema nuva), pero no se lo recomienda para clase III.

Lo último en el mercado son las resinas que polimerizan con luz alógena.

#### a) 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 cruzadas dando una matriz de polímero insoluble.

2.- Relleno. El relleno (por ejemplo, cuarzo, borosilicato, vidrio de bario, cada uno de ellos se forma de un polvo de tamaño de partícula entre 5 y 10 micrones, 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 vinisilano, que actúa como eslabón 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 benzoilo) produce radicales como alternativa, para los sistemas curados con luz ultravioleta se emplea un activador, (benzofenona o un éter aromático). Con los sistemas que emplean luz visible se usan activadores de dicetona, por ejemplo fotofil.

6.- Acelerador. Es una mina aromática terciaria ó un compuesto similar que reduce químicamente la vida media del peróxido orgánico a temperatura bucal.

7.- Inhibidores. Las quinonas, por ejemplo, la "hidroquinona" aumentan la vida útil impidiendo la polimerización espontánea.

8.- Acido 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.- Sílice coloidal. Se agrega como ácido silícico pirolitico, como refuerzo, y elimina la necesidad de las partículas de relleno cerámico más grandes.

#### b) PRESENTACION.

Generalmente se presenta en forma de dos pastas de distintos colores, conteniendo una de ellas, llamadas universal, alpoli(metacrilato de metilo) y la otra al activador (dimetil-p-toluidina).

Ambas pastas contienen el relleno y los otros elementos - que se vieron en las resinas para obturación convencionales. - Se supone que reflejan el color del tejido adyacente o subyacente, por lo que vienen en un sólo tono.

## c) MANIPULACION.

Las pastas son viscosas y se mezclan con un aplanado enérgico y con espátula de plástico o de carey. De utilizar espátulas o instrumentos de metal, el relleno lo raya y la resina se pigmentará de gris oscuro. Una vez efectuada la mezcla, - cuando adquiere color homogéneo se inserta en la cavidad con - un instrumento plástico y de ser posible, se comprime con una tira de celuloide, tal como se hizo en las resinas convencionales y con los mismos fines, (controlar la contracción de polimerización). La matriz se retira a los 5 minutos y se puede - proceder de inmediato a recortar excedentes y a pulir la superficie con fresas de diamante usadas y discos especiales de lija.

## d) VENTAJAS.

Las ventajas que tienen las resinas compuestas en comparación con las convencionales (sin relleno) son las siguientes:

- 1.- Menor contracción de polimerización.
- 2.- Coeficiente de expansión térmica más bajos (sólo 3 veces más que los tejidos dentarios.
- 3.- Mayor resistencia mecánica (a la compresión y a la contracción).

4.- Mayor resistencia ala abrasión.

5.- Menor percolación.

## e) DESVENTAJAS:

- 1.- Menos firmeza en el color.
- 2.- Son más frágiles (se rompen fácilmente como el vidrio).
- 3.- Tienen su superficie más rugosa.
- 4.- El PH puede afectar a la pulpa.

## f) RESINAS COMBINADAS CON GRABADO ACIDO.

Puede lograrce una buena unión mecánica de un material a -

base de resinas combinadas al esmalte si antes se graba con -- una solución al 50% de ácido fosfórico 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 colocarse glaseadores (resina sin relleno) sobre una restauración de resina combinada, después del acabado, para lograr una superficie más liza.

## CAPITULO "IV"

### OROS COMO MATERIAL RESTAURADOR.

- 4.1 OROS (generalidades).
- 4.2 CLASIFICACION DE OROS.
  - a) Oro en hojas.
  - b) Oro mate.
  - c) Oro en polvo.
  - d) Oro cohesivo.
  - e) Oro no cohesivo.
- 4.3 COMPACTACION DEL ORO EN HOJAS.
  - a) Consideraciones acerca de la energía utilizada.
  - b) Tamaño de la superficie de trabajo del condensador.
  - c) Propiedades físicas del oro compactado.
  - d) Metalografía.
- 4.4 RESTAURACION DE ORO DIRECTA.
- 4.5 ALEACIONES DE ORO DENTAL PARA COLADO.
  - a) Quilataje y fineza.
  - b) Composición.
  - c) Efectos generales de los componentes.
  - d) Estructura granular.
- 4.6 PROPIEDADES FISICAS DE ORO DENTAL PARA COLADO.
  - a) Temperatura de fusión.
  - b) Tratamiento térmico.
  - c) Tratamiento térmico ablandador.
  - d) Tratamiento térmico endurecedor.
- 4.7 CLASIFICACION DE LA ALEACION DE ORO DENTAL PARA COLADO.
  - a) Tipo I.
  - b) Tipo II.
  - c) Tipo III.
  - d) Tipo IV.
- 4.8 ALEACION DE ORO BLANCO.
- 4.9 CONTRACCION DE COLADOS.
- 4.10 POROCIDAD DE LOS COLADOS.
  - 1.- Porocidad causada por el enfriamiento.
    - a) Porocidad localizada por contracción.
    - b) Microporosidades.
    - c) Porosidad sub-superficial.

2.- Porosidad causada por gases.

- a) Pequeñas oquedades.
- b) Inclusión de gas.

4.11 CORROSION.

4.12 REFUNDIDO DE LAS ALEACIONES.

## CAPITULO "IV"

### OROS COMO MATERIAL RESTAURADOR.

#### 4.1 OROS (generalidades).

Son muy pocos los metales que, para las restauraciones dentales, se utilizan en su estado de fuerza, el oro constituye una excepción. Uno de los primeros materiales empleados para la restauraciones dentales fué el oro puro y su popularidad, como el elemento restaurador, en algo y su popularidad ha aumentado en los últimos años. Es el más noble de los metales. Rara vez se pigmenta o corroe en la cavidad oral. En ésta y algunos otros aspectos, casi constituye el material dental restaurador ideal para la preservación permanente de la estructura dentaria. Sus principales desventajas son su color, su alto coeficiente de conductividad térmica y la dificultad para manipularlo.

#### 4.2 CLASIFICACION DE OROS.

##### a) ORO DE HOJAS.

Debido a que el oro es el más maleable de los metales se puede laminar en hojas extremadamente y delgadas y, posteriormente, batirlo sobre un bloque de granito con un mazo hasta lograr hojas tan delgadas (aproximadamente 0.000625 cm) como para dejar pasar la luz. En esta forma se le conoce como oro en hojas. Durante este proceso los cristales de oro experimenta un alargamiento que, mirados por el microscopio, tienen una apariencia fibrosa.

La dureza Brinell del oro puro es de aproximadamente 25.- Esta extrema blandura pareciera contraindicar su empleo en la boca. Sin embargo, su maleabilidad permite llevarlo a la cavidad dentaria en incrementos que se soldan rápidamente. Durante este proceso la dureza y otras propiedades aumentan apreciablemente.

Siempre que la superficie de las hojas esté libre de gases absorbidos y de otras impurezas, la capacidad de poderse soldar a la temperatura ambiente es una característica particular del oro puro. Esta característica hace posible emplear el oro como material para obturación colocándolo directamente en la cavidad dentaria.

Las porciones de oro en hojas se colocan en la cavidad -- dentaria y se soldan por medio de un instrumento condensador-conveniente. La punta activa o superficie de trabajo del condensador se coloca sobre la porción de oro y la fuerza se aplica por medio de un martillo manual o por la de algún tipo de condensador mecánico. Por este procedimiento, que se conoce como compactación, se logra la soldadura de las hojas de oro, con lo que se puede obtener una masa coherente que constituye la restauración. La cohesión es el resultado de la unión metálica entre los incrementos de oro superpuestos, provocada por la presión de la compactación. Este fenómeno también es habitual en otros metales y aleaciones, pero sólo a temperaturas muy por encima de la bucal.

Por esta razón, el oro en hojas se le puede considerar como un "material para obturación directa" por contraste con las aleaciones de oro que se emplean para la obtención de restauraciones coladas en el laboratorio dental.

El oro para obturaciones directas, 99,9950 % de pureza -- por lo común, se suministra en hojas planas de 4 pulgadas cuadradas (25.8 centímetros cuadrados) y en espesores variados. Si la hoja pesa 4 gramos (0.20 gramos) se denomina "No. 4", si pesa 6 gramos (0.30 gramos) "no. 6", etc. El tamaño de las hojas está estandarizado y, por lo tanto, este sistema de numeración en realidad es una designación del espesor.

Cortando las hojas en 1/8, 1/16, 1/64, etc. se pueden -- comprimir para darles forma de pelotillas o de cilindros. Varias hojas de oro se pueden encimar una a otra para formar un apilado de hojas de oro que, entonces, se cortan dándoles forma de pastillas, 6, si se desea, de cilindros. Uno de los tipos originales de hojas apiladas estaba constituido también -- por hojas de platino puro, interpuestas alternadamente entre las ojas de oro. Las hojas de platino han sido casi reemplazados totalmente por otras formas de oro.

A las hojas de oro también se les puede dar la forma de -- trenzas o corrugarlas colocándolas entre las hojas de papel y quemando posteriormente estas últimas en un recipiente cerrado. Esta última manera de tratar las hojas de oro es de interés -- histórico, ya que fue descubierta como consecuencia del gran incendio de Chicago en 1971. En ese entonces, un depósito dental tenía guardados en una caja, de seguridad algunos librillos de láminas de oro alternadas con hojas de papel. Después del incendio la caja fue abierta y se encontró que el papel se había carbonizado, no así las hojas de oro, que no sufrieron daño. Lo único que experimentaron, y esto es lo importante, -- fue una corrugación debida al encojimiento del papel mientras-

se oxidaba en la caja herméticamente cerrada. Luego de eliminar el carbón se vió que el oro presentaba óptimas condiciones para soldarse en frío.

Es indiferente que la hoja de oro sea plana, enrollada -- formando cilindros o trenzas o corrugadas, por naturaleza todas estas distintas formas no son sino hojas. Sin embargo el oro puro se puede suministrar al odontólogo en otras formas -- que no sean hojas.

#### b) ORO MATE.

Otra forma de oro puro comúnmente usada para restauraciones dentales es el oro mate. Este material, en realidad, no es una hoja como lo es la preparada por el laminado y batido. -- Más bien es un polvo (se comprime) formando por precipitación-electrónica. Este polvo se comprime, se corta en tiras y se le calienta en una temperatura justamente por debajo del punto de fusión del oro; proceso que se conoce como sinterizado. La sinterización transforma las partículas tienden a perder su -- identidad. En donde las partículas están en contacto, a través de los primitivos espacios interparticulares, toma lugar -- una recristalización. Sin embargo, en el oro mate se evidencia -- todavía una estructura dendrítica típica.

Por lo general, el oro mate se suministra en tiras pequeñas delgadas que el odontólogo puede cortar o conformar en los tamaños deseados. Al igual que el oro en hojas, también se -- puede obtener en forma de cilindros o trenzas. A veces se prefiere el oro mate por la facilidad con que se construye la masa interna de la restauración a causa de que resulta más sencillo compactar y adaptar a las partes retentivas de la cavidad, dentaria. No obstante, para la superficie externa de la restauración, por lo general, se recomienda el oro en hojas. En -- otras palabras el oro mate se cubre con un frente de oro en -- hojas. La estructura cristalina del oro mate permite unirlo en masa tan homogénea como lo hace el oro en hojas. Esta es la -- razón por la que, si el oro mate se utiliza en la superficie, -- ésta tiene una tendencia a formar oquedades.

Asimismo, el industrial puede suministrar oro puro en una forma conocida como oro mate en hojas. Este caso la restauración se efectúa colocando alternadamente una capa de oro mate y otra de oro en hojas.

Sin embargo, si se deja que los gases que se acumulan durante la industrialización permanezca en la superficie el oro para obturaciones directas se puede suministrar en su condi- -

ción de no cohesivo. Además, si se desea que después de la industrialización del material sea internacionalmente más carente de cohesión su superficie se puede tratar en varios tipos de gases tales como amoniaco. Este gas es preferido debido a que evita la deposición de otros gases sobre la superficie y a que, en el caso de desearlos es uno de los que más fácil se -- elimina por medio del calentamiento. De esta manera, dependiendo del tratamiento de la superficie, las características cohesivas del oro puro se pueden variar dentro de un amplio -- margen.

#### c) ORO EN POLVO.

La innovación más reciente en la actualización del oro puro como material para obturaciones, es la del oro en polvo, -- por medio de una atomización del metal en su estado de fusión -- por una precipitación química se puede obtener un polvo porsumamente fino. El polvo es una mezcla de partículas que, con un máximo aproximado a 74 micrones, su tamaño promedio de 15 -- micrones, aunque estas partículas se pueden comprimir con una presión suave para formar una masa ligeramente coherente, el -- conglomerado, así formado, durante la manipulación la compactación tiende a separarse. Por consiguiente, el polvo crece precondensa ligeramente dándole formas de pelotillas de los tamaños deseados.

Las pelotillas de oro pulverizado tienen una forma esférica o irregular con un diámetro entre 1 y 3 milímetros la relación oro en hojas-oro pulverizado es de 1/19. Algunos operadores creen que el uso de las pelotillas de oro pulverizado mejora la cohesión durante la compactación y que, debido a que cada una de éstas contiene aproximadamente 10 veces por volumen -- que una porción de oro en hojas de tamaño comparable, reduce -- el tiempo requerido para completar la restauración.

#### d) ORO COHESIVO Y NO COHESIVO.

En última instancia, todas estas formas de oro puro se -- pueden clasificar como cohesivas, o no cohesivas. Como se hizo notar previamente, la capacidad característica del oro de -- unirse o soldarse a la temperatura bucal bajo presión, solo es posible con superficies limpias que estén libres de impurezas.

El oro como la mayoría de los metales, atrae los gases -- por ejemplo oxígeno, a sus superficies y toda película de gas-absorbida impide la cohesión de los incrementos individuales -- de el oro durante la compactación.

El industrial habitualmente suministra el oro libre de -- contaminación superficiales y, por lo tanto su característica inherente de cohesivo. En estas condiciones, tanto el oro en hojas, como el oro mate el oro pulverizado o cualquier forma se considera como cohesivos.

Sin embargo, si se deja que los gases que se acumulen durante la industrialización permanezca en la superficie el oro para obturaciones directas se puede suministrar en su condición de no-cohesivo. Además si se desea que después de la industrialización del material sea internacionalmente más carente de cohesión su superficie se puede tratar en varios tipos de gases tales como amoniaco. Este gas es preferido debido a que evita la deposición de otros gases tales como amoniaco.

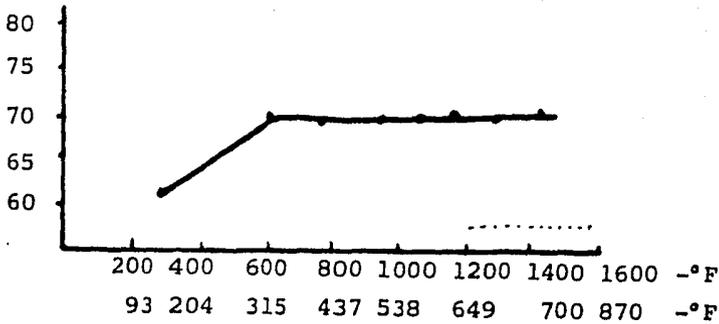
El oro no-cohesivo sólo se provee en láminas del tipo de oro en hojas y, de acuerdo con sus necesidades, en odontólogos las formas en pelotillas o cilindro. Algunos operadores prefieren el oro en hojas no-cohesivo para cubrir el fondo de la cavidad dentaria. Sobre esta base, la restauración se determina con oro en hojas cohesivo de una manera similar a como se describió para el uso del oro manera similar a como se describió para el uso del oro mate. Debido a la resistencia que ofrece para la cohesión del oro en hojas no-cohesivo se puede adaptar rápidamente en el fondo y en las paredes proximales de la cavidad. El oro en hojas cohesivo por su parte asegura la máxima densidad sobre la superficie de la restauración.

#### REMOCION DE LAS IMPUREZAS SUPERFICIALES.

Hasta donde se conoce, con la extensión del oro en hojas-ro-cohesivo, todas las demás formas de oro puro utilizadas para la obturación dentales se suministran al odontólogo en sus consideraciones dentales, su condición de cohesivas con un mínimo de contaminación superficial. A los efectos de obtener los espesores apropiados el oro en hojas se somete en tres series de laminados y batidos. Durante el proceso, el oro experimenta un endurecimiento inducido por el trabajo en frío y -- permitir una ulterior reducción de su espesor, el oro se ablanda térmicamente varias veces aunque el principal propósito de este ablandamiento es la eliminación del endurecimiento por deformación al mismo tiempo, la mayoría de las impurezas superficiales, tales como el oxígeno, se volatilizan.

A pesar de que invariablemente el oro cohesivo ha sido tratado por el industrial, es costumbre que el odontólogo o la asistencia dental lo caliente inmediatamente antes de transportar a la cavidad dentaria.

## Número de dureza Brinell



Número de dureza Brinell de muestras preparadas de oro en hojas que fué calentado a diferentes temperaturas para descontaminar la superficie. La línea de trazos indica el intervalo general de temperaturas producido por la llama directa del alcohol.

Por lo común, este proceder se conoce como "ablandamiento o" "tratamiento térmico". Aunque es posible que durante este tratamiento se produzca una cierta cantidad de ulterior recristalización o una liberación de tensiones, los concebibles cambios metalográficos no constituyen el objetivo principal del calentamiento. Más bien, el oro se calienta como una medida de precaución para volatizar cualquier gas remanente de la superficie y asegurar una limpieza total de la misma. Por consiguiente, el término de "desgasificación" que, definitiva será adaptado en los estudios subsiguientes.

La desgasificación es decididamente esencial. Sobre la superficie pueden estar presentes varios gases, de manera particular, si el odontólogo no mantiene cerrado, el recipiente que contiene el oro cuando no está en uso. Los átomos de oro mantienen el oxígeno por fuerzas de atracción de uniones secundarias.

Sobre el oro se puede colectar humedad. El dióxido de azufre puede asimismo ser contaminante, ya que habitualmente está presente en la atmósfera urbana, particularmente en el consultorio dental donde pueden utilizarse compuestos sulfúricos durante el tratamiento.

A propósito de la posibilidad de contaminación, es importante que el oro en hojas cohesivo se mantenga en un tubo o recipiente herméticamente cerrado y que sólo se exponga a la atmósfera el menor tiempo posible antes de usarlo. Si el odontólogo conforma las hojas en pelotillas ó cilindros, es aconsejable que use dediles de gamusa para proteger el oro de contaminación. Para asegurar una completa cohesión es imperativo que la totalidad de la cavidad esté seca a través de todo el proceso de la compactación.

Por lo estudiado, surge para lograr una cohesión y asegurar propiedades físicas máximas en la restauración terminada, es esencial la descontaminación de la superficie del oro.

La desgasificación apropiada constituye por esto un problema de calentamiento, a una temperatura dada, en un tiempo suficiente para volatizar todos los gases y la humedad, y el mismo tiempo, evitar un daño al oro. Durante la descontaminación se deberán eludir los calentamientos es igualmente perjudicial. En este caso el oro deviene frágil y poco laboral. Esta situación evidencia un posible crecimiento granular debido al sobrecalentamiento.

En un intento de determinar la temperatura óptima, requiere para remover las impurezas de la superficie se compactaron-

uniformemente algunas probetas con oro en hojas que había sido calentado durante cinco minutos a distintas temperaturas. En la figura anterior se demuestra el número de dureza brinell de las probetas así compactadas. La gráfica indica que las temperaturas por debajo de los 315°C (600°F) no son adecuadas para alcanzar la dureza óptima del oro compactado. Los valores de dureza no tuvieron una diferencia significativa entre las temperaturas de 315°C (600°F) y 760°C (1400°F).

En un intento de determinar la temperatura óptima, no es conocido determinar si estos datos son típicos para otras propiedades físicas y para todas las formas de oro puro para material para obturaciones que suministra el comercio. Es posible que la cantidad de contaminación superficial influya sobre la temperatura y el tiempo necesarios para limpiar la superficie.

Aparte de la purificación de la superficie del oro el efecto total de este calentamiento no es del todo conocido. En vista del considerable endurecimiento por deformación del oro en hojas durante la desgasificación.

Poco es lo que se conoce acerca de la temperatura de recristalización o del posible crecimiento granular subsecuente si el oro en hojas se sobrecalienta.

Se han realizado estudios sobre la recristalización del oro metálico (no en hojas). Así, por ejemplo, se ha demostrado que la temperatura de recristalización de oro severamente trabajado en frío es de 200°C (390°F). En otro estudio se utilizó oro puro (99,990 % de pureza), se comprobó que la temperatura de recristalización era de 150°C (320°F), es obvio que esta diferencia no concierne al estudio presente pero, por analogía puede servir de ayuda en la estimación de la temperatura de recristalización del oro en hojas. Es de interés de hacer notar que las temperaturas usuales que se emplean en la desgasificación son más altas que cualquiera de estos valores.

De las evidencias presentadas hasta ahora, parece que la temperatura de recristalización del oro en hojas no tiene posiblemente, ya que son necesarios más estudios una amplia influencia sobre las propiedades físicas de la masa compactada.

El oro en hojas puede calentarse por uno de los dos métodos masivamente en una bandeja, que calienta por medio de una llama de gas o un generador eléctrico, o bien pieza por pieza, se calientan a una llama abierta. El calentamiento eléctrico probablemente es menor debido a que resulta más uniforme más fácil de controlar y a que hay menos oportunidades de contaminación.

En la práctica, de emplear el calentamiento masivo los cilindros o las pelotillas de oro puro se colocan sobre una bandeja de mica. Se tendrá cuidado de manejar las piezas solo -- con pinzas de acero inoxidable u otros instrumentos unidades - que no contaminan el oro.

El "ablandador" eléctrico se mantiene a una temperatura - de 343°C (650°F), y 371°C (700°F), aproximadamente dependiendo en la temperatura en particular empleada, el tiempo requerido - para volatizar la humedad y los gases varían entre 5 y 20 minutos.

El método de desgasificar el oro pieza por pieza en una llama abierta, consiste en transportar cada pieza de oro individualmente, calentarla directamente en una llama abierta y colocarla en la cavidad dentaria. El combustible para la llama - puede ser gas o alcohol, pero este último es preferido ya que ofrece menor peligro de contaminación.

Una llama de gas azul clara adecuadamente ajustada, produce un alcance de temperatura comprendido entre 690°C (1200°F) - y 843°C (1550°F), aproximadamente. La pelotilla o el cilindro de oro en hojas se pasa a través de la punta del codo interno - de la llama azul. El régimen al que el oro se pasa a través - de la llama se debe controlar para permitir que el material alcance el color rojo sombra. Sin embargo, si la temperatura exceda aproximadamente los 760°C (1400°F), el oro pierde su propiedad de ser laborable. El tiempo requerido para alcanzar la temperatura apropiada depende del tamaño de la pieza de oro y del calor de la llama. La medida de la temperatura sólo viene con la experiencia. Una objeción que se hace al método de la llama de alcohol es la dificultad que existe en controlar la - temperatura y ubicar el oro en la porción adecuada de la llama.

#### 4.3 COMPACTACION DEL ORO EN HOJAS COHESIVO.

La técnica de la compactación del oro en hojas cohesivo - se puede tomar como modelo de los procedimientos generales empleados con otras formas de oro para obturaciones directas. - Originalmente, la compactación del oro en hojas se la gravaba. Totalmente por impactos con un martillo. Cada pieza se compactaba por medio de un instrumento especial conocido como condensador. Su punta activa superficie de trabajo se colocaba contra el oro, y el otro extremo del condensador se golpeaba vivamente con un pequeño martillo. Las técnicas corrientes emplean - ampliamente los dispositivos mecánicos aplicando las presiones requeridas para soltar el oro para la descripción detallada de la técnica para la inserción de una restauración de oro en ho-

jas no esta dentro del alcance del presente estudio.

De manera breve para anclar los primeros trozos de oro en la cavidad dentaria se horadan puntos de partida. Sostenidas las primeras porciones de oro sobre éstas gradualmente se van adicionando y condensando nuevos trozos hasta llenar la cavidad. La superficie de trabajo de los condensadores de oro originales tenían una forma de pirámide única pero la de los actuales es la de una serie de pequeñas pirámides o dientes de -cierra. Estas o estos actuan como estampadores que, además de transmitir la fuerza compresiva directa que se aplica en el -- condensador, también ejercen preciones laterales a través de -- sus planos inclinados.

Aunque desde el punto de vista de las propiedades físicas del oro en hojas compactado el uso de un condensador manual es aceptable, tanto para el paciente como para el operador resulta tedioso. Cada paso debe ser seguido cuidadosamente. Sobre cada porción de oro que se coloca en la cavidad se adosa la -- punta activa del condensador, el otro extremo se golpea con un martillo. A medida de que se reciben los golpes, el condensador se cambia de posición repetidas veces para la compactación que se haga en todas direcciones. Todos estos pasos se pueden estandarizar y hacerlos mucho más rápido con condensador mecánico.

Los condensadores mecánicos para oro constan de puntas -- que se mueven por medio de golpes relativamente suaves, que se repiten con una frecuencia comprendida entre 360 y 3600 movimientos por minuto. En otras palabras, se emplea un movimiento de tipo vibratorio, donde las vibraciones se producen, sea automática o eléctricamente. La intensidad del golpe también se puede regular. De esta manera, a los efectos de obtener -- una compactación adecuada en las diferentes partes de la cavidad dentaria, es factible modificar la frecuencia y la intensidad de los golpes. La compactación es mucho más rápida y más cómoda para el paciente.

Cualquiera que sea el método que se emplee, cada pieza de oro se deberá compactar con toda su extensión, de tal manera -- que no queden vacíos, la estructura más densa, se produce inmediatamente por debajo de la superficie de trabajo del condensador, con capas compactadas ubicadas perpendicularmente, a la dirección de la compactación.

Adyacentes o por debajo de estas áreas de mayor densidad, se observan capas flojas o moderadamente compactada. De esto se desprende que, dentro de lo posible, el condensador deberá atravesar la totalidad de la superficie de cada incremento de oro.

La restauración de oro directa se caracteriza por masas densas que se orientan formando ángulos rectos con la dirección en que se aplicó la fuerza de compactación. De la observación de estas figuras surge evidentemente que la deformación tanto del oro en hojas, está limitada a cortas distancias, con finadas a la zona inmediata donde actúa la superficie de trabajo del condensador. Debido al contacto incompleto y a la falta de soldadura entre las capas o partículas individuales de oro, por debajo de estas zonas existen porosidades.

La mayor consistencia del oro compactado, medida por su resistencia traccional final, está dentro de las masas mejor condensadas. En contraposición las partes más débiles están en las zonas porosas situadas entre las capas de incrementos más compactados. De esto se deduce que, llevando al mínimo el número de vacíos internos, se obtendrá la máxima resistencia de toda la restauración.

Los vacíos sobre la superficie de la restauración aumenta la susceptibilidad a la corrupción electrolítica. Asimismo, en la restauración de oro directa, en las interfases oro-diente pueden estar presentes vacíos con una frecuencia tal como para permitir una filtración grosera que invita a la residiva.

Lamentablemente hay un límite para la cantidad de energía que el operador puede ejercer sobre las delicadas estructuras dentarias. Cualquiera que sea la magnitud del golpe, la energía del impacto de alguna manera se disipa por el oro y por las estructuras dentarias. Por cierto que la energía transmitida a estas últimas a través del oro, es absorbida por las mismas sin ninguna deformación, permanente.

Es menester recordar que la capacidad de una estructura de resistir un impacto depende de un factor de diseño, de su volumen y de su módulo de resiliencia.

En otras palabras, la energía del golpe está limitada a la capacidad de las estructuras orales de resistir el impacto. Un diente grande puede soportar una fuerza de impacto mayor, que otro más pequeño, debido a que el primero tiene un volumen mayor. Una estructura ósea facial compactada resistirá mayores impactos que otra más débil y así sucesivamente.

Aunque las consideraciones de energía con respecto a las estructuras orales involucradas tienen un gran valor, no son las más importantes. Toda energía disipada por la estructura circundantes representa una pérdida de la que se empleó en principio con determinado propósito, decir, la de compactar el oro. De la energía absorbida por el oro resulta el proceso de

la soldadura, más la deformación del reticulado especial del oro. Ambas son importantes para el éxito de la restauración del oro en hojas. La soldadura de hecho provee cohesión y densidad, mientras que la deformación proporciona resistencia y dureza superficial en virtud del endurecimiento por deformación involucrado.

Con los condensadores automáticos modernos, el total de la energía aplicada al oro en la unidad de tiempo resulta mucho mayor que la transmitida por el método del golpe solo. Así por ejemplo, la energía cinética en el impacto se puede reducir por una disminución de la masa o de la velocidad. Si esta energía, se reduce pero se aplica con mayor energía. De este hecho en los equipos de condensación automáticamente se saca ventaja en el sentido de que la operación es más rápida, más eficiente y decididamente mucho menos penosa para el paciente.

#### b) TAMAÑO DE LA SUPERFICIE DE TRABAJO DEL CONDENSADOR.

En la efectividad de la soldadura el diámetro de la superficie de trabajo del condensador constituye un factor importante. Suponiendo que es circular, su superficie será directamente proporcional al cuadro de su diámetro. La distribución de la energía del impacto sobre el oro depende de la superficie de trabajo del condensador.

Así, por ejemplo, una cantidad dada de energía en una superficie circular de trabajo de 2 milímetros de diámetro se distribuirá en una extensión de oro cuatro veces mayor de lo que lo haría una superficie de trabajo de un milímetro de diámetro. En otras palabras, la concentración de la energía, y por consiguiente el endurecimiento por deformación del oro en hojas será cuatro veces con un condensador con una superficie de trabajo de 1 milímetro que con otro de 2 milímetros.

De esto se deduce que, para lograr una distribución de energía efectiva sin aumentar la fuerza del impacto que pueda dañar a las estructuras orales, en la compactación del oro en hojas están indicados los condensadores de superficie de trabajo, que suelen usarse, varían entre las que deben usarse en áreas circulares de 0.5 a 1 mm. de diámetro. Se sobreentiende que, dentro de los límites especificados, las superficies de trabajo de los condensadores pueden tener cualquier contorno que se crea oportuno.

El límite inferior para el diámetro del condensador está establecido sobre la base de la posible penetración que pueda-

hacer a través del oro. Así, por ejemplo, si se intenta perforar una plancha de acero con un taladro de 1/8 de pulgada, no sólo no se conseguirá el objeto, sino que es muy probable que ni siquiera lo entienda. No obstante, si el extremo del taladro es cónico y termina en punzón, la plancha de acero se intentará fácilmente. De la misma manera. La punta del condensador no se debe ser tan pequeña como para que durante la compactación penetre y pique el oro.

### c) PROPIEDADES FISICAS DEL ORO COMPACTADO.

Las propiedades físicas de las diversas formas de oro para obturaciones directas influenciadas también por distintos métodos de compactación, se han estudiado extensivamente. Lamentablemente es difícil comparar datos de estos estudios debido a que cada investigación encierra algunas condiciones experimentales diferentes.

Se han evaluado tres formas diferentes de oro, si así, como también una combinación de oro mate con oro en hojas. Losoros se compactaron con la técnica manual con un martillo con un condensador mecánico ajustado para proporcionar un golpe de frecuencia intensidad conocidas y con una técnica combinada -- por la que la mayor parte de la probeta se compacta a mano, -- mientras que la capa superficial se colocó en el instrumental mecánico.

La resistencia se determinó midiendo la resistencia transversal debido a que la mayoría de las características de resistencia de una restauración dental se pueden evaluar por medio de éste ensayo. La resistencia transversa es una reflexión de los tres tipos de tensiones compresivas, traccional y tangencial. La fractura en flexión se propaga desde regiones de máxima resistencia traccional y, debido a la relación que existe entre la resistencia traccional y la cohesión la resistencia flexural en parte, mide la cohesión.

La dureza, per se, en la evaluación de la eficiencia de una restauración particular, de llevar a cabo su deliberado -- propósito de preservar el diente, puede que no sea un factor crítico. El aspecto más importante es que esta propiedad es -- indicativa, por sobre todas las cosas, de la calidad del oro compactado. En otras palabras, cuanto mejor es el contralor de las variables involucradas en la preparación del oro y en la compactación del mismo dentro de la cavidad dentaria, tanto mayor es la dureza y viceversa.

Es de interés académico saber que el cociente de los valo

res de resistencia y dureza, es de aproximadamente 500, factor por el que los valores del B.H.N. (número de dureza Brinell) De las aleaciones de oro se multiplican para obtener, sus resistencias traccionales. Es posible que ésto demuestre, como ya se hizo notar, la importancia de la resistencia traccional en la determinación de la resistencia transversal.

En este estudio los valores de densidad, debido a que se determinaron por medición lineal no representan los verdaderos de densidad o gravedad específica.

Tales valores incluyen todas las burbujas, poros y otras irregularidades superficiales; por lo tanto, se les debe considerar como de densidad aparente. Si las propiedades y valores no estuvieran presentes, se debería esperar entonces el valor de la densidad del oro (19, 3 gramos centímetros cúbico).

La resistencia transversa, la dureza y la densidad son evidentemente algo mayores cuando se emplea el oro en hojas o la combinación de oro mate solos. Como podría esperarse de la naturaleza de cada forma de oro, estos datos indicarían una cohesión algo mejor durante la compactación. Debido a su inherente densidad y a su estructura laminar, el oro en ojaf ofrece la máxima oportunidad de reducir las porosidades internas. Aunque estos resultados están, en general, de acuerdo con la mayoría de las investigaciones, otras no han encontrado una diferencia tan amplia en las propiedades físicas de probetas compactadas con distintas formas de oros para restauraciones directas. Es probable que las diferencias en los datos de estos estudios sean debidas a las condiciones experimentales presentes y a la técnica operativa individual empleada.

Aunque los tres métodos de condensación producen probetas que son comparables en resistencia transversal y densidad, el uso de un condensador mecánico mejor en algo la dureza cuando se utilizan el oro mate y el oro pulverizado.

No hay evidencias de que las diferencias de las propiedades físicas entre las distintas formas de oro y los métodos de compactación, sean clínicamente significativas. Es probable que las propiedades físicas de la restauración estén mucho más influenciadas por la habilidad del operador en manipular y colocar el oro.

Lamentablemente las restauraciones hechas con oros para obturaciones directas no presenten tanta resistencia total y resiliencia como tienen las aleaciones de oro dentales. Por

consiguiente, no se pueden usar para cubrir un diente, por ejemplo, como lo hace una corona colocada.

Si se utilizan para restaurar una cúspida no son capaces de soportar las tensiones masticatorias. Es por estas razones por las que el uso de los oros para obturaciones directas está limitado por lo general a zonas donde, más que cubrir o reconstruir, "obturen" parte del diente. Por lo tanto se emplean principalmente en las restauraciones del III o IV clases.

#### d) METALOGRAFIA.

El efecto de la compactación sobre metalurgia y las propiedades físicas del oro para obturaciones directas se puede relacionar con los fenómenos que se han estudiado en capítulos anteriores. El reticulado especial del oro puro es cúbico a cara centrada. La orientación compacta de los átomos de la inherente alta densidad del oro.

No obstante, el ideal hipotético de la densidad sólida, para variar razones nunca se realiza. Cuando ya se explicó la porosidad se produce por el contacto incompleto entre los incrementos de oro que se asientan fuera del área cubierta por la punta activa del condensador. Además, aunque los planos de deslizamiento hagan posible la maleabilidad, el endurecimiento por deformación y la fractura cristalina, en el caso del oro mate, hacen la estructura eventualmente tan desorganizada que se tornan imposibles ulteriores deslizamientos. Una fractura vidriosa es el resultado. Aunque el efecto del endurecimiento por deformación sobre las propiedades físicas del oro en hojas no se ha determinado del todo, las mediciones efectuadas sobre el oro labrado pueden posibilitar la relación con la compactación del oro en hojas. Cuando el espesor de una probeta de oro labrado ablandada se redujo, en 60 %, totalmente por trabajo en frío la resistencia traccional aumentó de 1.355 kilogramos por centímetro cuadrado (19.000 libras por pulgada cuadrada) a 2,250 kilogramos por centímetro cuadrado (32.000 libras por pulgada cuadrada), la resistencia a la fluencia aumentó prácticamente de 0 a 2.110 kilogramos centímetro cuadrado (30.000 libras por pulgada cuadrada) y el número de dureza brinell aumentó de 25 a 58. Las porosidades de resistencia del oro para obturación directa es probable que puedan estar influenciadas de manera similar.

Para modificar la dureza de un metal que ha sido endurecido por deformación, se debe cristalizar.

El recubrimiento simple de un metal endurecido por defor-

mación, tal como el que se obtiene con un tratamiento térmico -- no influye sobre la dureza. Como ya se dijo, la temperatura -- de recristalización, el oro, o la de cualquier otro metal, depende de su pureza. Para obturaciones directas no se han de-- terminado la temperatura de recristalización, pero es probable que no este muy por debajo de los 150°C, temperatura que se de-- terminó para un oro con un grado de pureza muy alto, sin embar-- go, sumando a la pureza, el fenómeno de recristalización es -- más dependiente de la energía interna disponible para la difu-- sión atómica. Sobre una base estrictamente teórica, es conce-- bible que la energía inducida de un oro de alto grado de pureza durante la compactación podría hacer descender la temperatu-- ra de recristalización a una muy próxima a la de la cavidad -- oral. En este caso la dureza y la resistencia de la restaura-- ción de oro compactado, con el tiempo podrían hacerse menores-- con respecto a los valores adquiridos inmediatamente después -- de la compactación de oro compactado, con el tiempo podría. -- Esta teoría sin embargo, no ha sido concretada. En tales estu-- dios nunca se ha realizado oros de "ultra pureza" y el endure-- cimiento por deformación durante la compactación está circuns-- crito a aquella área situada inmediatamente por debajo de la-- superficie de trabajo del condensador. Es por eso por lo que-- puede resultar dudoso que la recristalización se produzca a la temperatura bucal, pero el problema es digno de considerarse.

#### 4.4 RESTAURACION DE ORO DIRECTA.

No caben dudas de que, desde el punto de vista de su efi-- cacia, una restauración de oro directa adecuadamente insertada es insuperable. Con las distintas formas de oro para restaura-- ciones de que se dispone y con los equipos modernos para mani-- pular y compactar el oro, el tiempo requerido para determinar-- la restauración se ha reducido. Los posibles efectos dele-- -- téreos sobre la pulpa, debidos al trauma producidos por la -- fuerza de la compactación, han sido refutados en una investiga-- ción reciente. Evidentemente, el oro en hojas adecuadamente -- compactado en una nueva estructura sana sólo produce una res-- puesta pulpar mínima.

No obstante, es menester destacar que en el éxito de una-- restauración de oro directa la destreza del odontólogo es de -- capital importancia. Una restauración de éste tipo, deficien-- te, puede resultar la peor de todas las demás obturaciones clí-- nicas.

La inserción adecuada de una restauración de oro directa-- demanda una habilidad técnica del odontólogo como no la requie-- re ninguna otra restauración.

#### 4.5 ALEACIONES DE ORO DENTALES PARA COLADOS.

El colado es uno de los procedimientos más utilizados en la construcción de restauraciones dentales fuera de la boca. El patrón que reproduce la forma de las partes perdidas de las estructuras del diente o la de la prótesis, y que luego ha de sustituirse con metal, se modela con cera. Esta se cubre con un revestimiento, que esencialmente está constituido por una mezcla de hemihidrato de gipso A o B y sílice, que se combina con agua en la misma forma que el yeso. Después que el revestimiento endurece, la cera se elimina y dentro del espacio o del molde que ella deja se hace penetrar al metal fundido. Si se emplea una técnica correcta, la estructura resultante es un duplicado exacto del patrón de cera.

Como muchas de las consideraciones técnicas del proceso del colado dependen del conocimiento del colado de la aleación propiamente dicho, antes de estudiar los detalles de aquellas es necesario comprender los de éste. No debe extrañar que, de acuerdo con lo visto, referente a la acción de los fluidos bucales como agentes de corrosión, los metales o aleaciones que con más frecuencia se utilizan en los colados dentales sean -- los denominados nobles.

##### a) QUILATE Y FINEZA.

El contenido de oro de una aleación dental, por lo común está expresado por el quilate ó la fineza de la misma. El quilate de una aleación determina las partes de oro puro; sobre 24 aleaciones de 22 quilates quiere decir que la aleación está compuesta por 22 partes de oro puro y por otras dos de otros metales cualesquiera.

De manera análoga, oro 18 quilates significa que sobre 24 partes, 18 son de oro puro; y oro 14 quilates, que 14 de oro puro, etc.

Un medio más práctico de estimar la cantidad de oro contenida a una aleación, es por una fineza. La fineza de una aleación de oro expresa las partes de oro por mil que contiene una aleación.

Así, por ejemplo, si una aleación tiene sus tres cuartas partes de oro puro, si se dice que fineza es de 750. Oro milés de oro puro, etc. El contenido de oro % es numéricamente un décimo del valor de la fineza. La equivalencia del quilate con la fineza del oro y la inversa, se determinan mediante una simple proporción directa.

$$\frac{\text{Quilate}}{24} = \frac{\text{Fineza}}{1.000}$$

Para el odontólogo la evaluación de la fineza o del quilate tiene importancia especialmente por razones económicas y para apreciar el grado de resistencia de la aleación de las propiedades mecánicas de las aleaciones, la mayoría de las veces su conocimiento es de valor secundario.

#### b) COMPOSICION.

Las aleaciones de oro dentales para colados se pueden clasificar de acuerdo con la dureza superficial que determinan -- sus composiciones. De acuerdo con los requisitos establecidos por la especificación No. 5 de la Asociación Dental Americana, es muy probable que la clasificación representa las composiciones y las propiedades más aceptables de las aleaciones de oro para colados modernas. En la tabla anterior se presentan las composiciones límite probables de las aleaciones (color oro) -- que suministra el comercio.

Aunque la clasificación de las aleaciones por tipo en ambas tablas es relativamente la misma, es de interés hacer notar que no todos los límites de las composiciones reúnen los -- requisitos de composición que se determinan en la tabla anterior, particularmente en las de bajo contenido de oro. Así, -- por ejemplo todas las aleaciones de tipo A con un contenido de oro menor a 183 %, no reunirán los requisitos de la especificación en lo referente a la composición, tal como se indica para las aleaciones de tipo I.

Para obtener los mejores resultados es conveniente que el odontólogo seleccione de oro colado sólo entre aquellas que -- certifiquen cumplir con los requisitos determinados en la especificación No. 5 de la Asociación Dental Americana.

Para tener la seguridad de que las restauraciones de aleaciones de oro no se pigmenten con los fluidos orales una de -- las condiciones más importantes que considerar es que tengan -- suficiente cantidad de metales nobles. También es de interés -- para que puedan ser trabajadas con los elementos habituales -- usados en la práctica dental.

Como indican las composiciones límites del tipo A, la -- aleación básica en un compuesto ternario de oro, cobre y plata. El platino y el paladio rara vez se añaden a este tipo A o I --

de aleaciones. Estos dos metales se agregan a los tipos resistentes para aumentar su resistencia y su dureza.

### c) EFECTOS GENERALES DE LOS COMPONENTES.

Se puede apreciar que muchas de las aleaciones de oro dentales son complejas, con seis o más componentes metálicos. Estudiar estos sistemas con los diagramas de composición, como se hizo con las aleaciones binarias, es posible. Gran parte de la información referente a los efectos de los diversos constituyentes es empírica y ha sido lograda principalmente a través de las propiedades físicas de las composiciones de un gran número de aleaciones. Las observaciones que siguen, relativas a los efectos que varios de los componentes metálicos producen en las aleaciones están, en su mayor parte, basados en tales estudios y en la experiencia general.

De hecho, es el principal componente de las aleaciones de oro con color de dicho metal, su principal contribución es aumentar la resistencia a la pigmentación. Combinado con metales bajos, esta resistencia es casi una función lineal de su contenido. Para que la resistencia a la pigmentación. Combinado con metales bajos, esta resistencia es casi una función lineal de su contenido. Para que la resistencia a la pigmentación y a la corrosión en la boca sea apropiada, se estima que en general es el número de átomos, de oro debe, ser por lo menos igual al de los átomos de los metales bajos. Sobre esta base, el contenido de oro de una aleación dental tendrá que ser, por lo menos, de 75 % en peso. Sin embargo, de acuerdo con los requisitos establecidos en la especificación de la Asociación Dental Americana, el platino y el paladio pueden sustituir el oro hasta cierto punto.

El oro también confiere ductilidad a la aleación aumenta el peso específico y es un factor en el tratamiento térmico de la aleación, principalmente en combinación en el cobre.

**COBRE.** Su contribución, más importante en las aleaciones de oro es de aumentar la resistencia y la dureza Brinell del oro puro puede ser tan bajo como 32, pero si se le agrega aproximadamente un 4 % de cobre, puede aumentar hasta una cifra tal alta como 54. La dureza de la aleación oro-cobre-plata es factible de ser aumentada en proporción directa a la cantidad de cobre que se añade hasta el 20 %.

La segunda contribución importante del cobre es la acción que, en combinación con el oro, el platino, el paladio y la plata tiene en el endurecimiento térmico para que el cobre ac-

túe en el endurecimiento o térmico para que el cobre por trata-  
miento térmico es necesario que su proporción en la aleación -  
sea superior al 4 %. Si ésta es de 8 a una alta como 25 %, el  
endurecimiento térmico se alcanza prontamente. Conviene tener  
presente, sin embargo, que el cobre disminuye la resistencia -  
de la aleación a la corrosión y a la pigmentación y que, por -  
esta razón, su proporción debe estar limitada.

El cobre, por lo general, disminuye el punto de fusión de  
la aleación y tiende también a reducir la diferencia entre los  
límites de temperaturas superior e inferior del intervalo de -  
temperaturas de fusión. La mayor parte de las aleaciones soli-  
fican dentro de un intervalo de temperatura y cuanto más reduci-  
do es este intervalo, tanto menor es la nucleación que se pro-  
duce en la aleación.

Dentro de los límites que, por lo general, intervienen en  
las aleaciones de oro dentales, el cobre aumenta la ductilidad  
cuando se añaden otros metales que no son oro, también tienden  
a comunicarle su color rojizo característico.

**PLATA.** Aunque en combinación con el cobre puede afectar-  
al tratamiento térmico de una aleación, por lo general, su ac-  
ción es casi neutra. Tiende a blanquear la aleación y acentúa  
el color amarillo neutralizado el rojizo que confiere el cobre.  
En ciertas ocasiones particularmente en presencia del paladio,  
puede contribuir a la ductilidad de la aleación.

**PLATINO.** Endurece y aumenta la resistencia de las aleacio-  
nes de oro aún más que el cobre y, por consiguiente, se agrega  
con este propósito. Conjuntamente con el oro aumenta la resis-  
tencia de la aleación a la pigmentación y a la corrosión.

Como el platino aumenta el punto de fusión, su uso en las  
aleaciones de oro para colados es limitado. En tales aleacio-  
nes la temperatura a la cual el compuesto comienza a solidificar  
(temperatura de líquidos) está en las vecindades de los 1000°C  
(1832°F) y, por lo tanto, el máximo de contenido de platino en  
ellas gira alrededor del 3.4 %.

El platino atiende a blanquear a la aleación y reacciona-  
con el cobre para producir un endurecimiento térmico efectivo.

**PALADIO.** Como resulta más económico que el platino, con-  
frecuencia se agrega a las aleaciones en su reemplazo y al pre-  
ferir a la aleación casi las mismas propiedades que este, la -  
sustitución, por lo común, resulta satisfactoria.

Aunque el paladio funde a una temperatura más baja que el

platino, eleva con más eficacia la temperatura de fusión de la aleación de lo que lo hace éste. Por consiguiente, en análogas condiciones, debe ser usado con más restricciones.

Sin embargo, a despecho de la presencia de platino en las aleaciones modernas de los tipos más duros interviene, por lo general, en algunas cantidades. Este metal aumenta la resistencia y la dureza y es un elemento efectivo en el endurecimiento térmico, pero no tanto como el platino.

De todos los metales que, por lo común, intervienen en las aleaciones de oro dentales, el paladio es el componente que más capacidad tiene el blanquearlas. Basta que intervenga a un 5 a 6 %, para que las blanquee por completo. Como se verá en un párrafo próximo, el paladio es el principal constituyente activo de los "oro blancos" empleados en odontología.

Como el peso específico de este metal es menor que el del oro y del platino, la reducción de peso que, por unidad de volumen, experimenta la aleación es apreciable.

ZINC. Se agrega en pequeñas cantidades como el elemento limpiador. Actúa combinándose con los óxidos presentes y de ahí que aumente la "fluidez" colado de la aleación reduce también el punto de fusión.

#### d) ESTRUCTURA GRANULAR.

Se muestra la estructura granular de la aleación de oro dental para colados típica. Es evidente su estructura dendrítica así como, también los granos equiaxiales característicos.

Al considerar que la magnificación de la microfotografía es sólo de X.52, resulta claro que los granos son relativamente grandes. Parece ser que los granos grandes son característicos de las aleaciones de oro dentales para colados. Como ya se hizo y ha visto, el tamaño de los granos de una fundición está gobernado por la rapidez del enfriamiento por debajo de su solidus. Este método de controlar el tamaño del grano no es práctico en odontología. Tampoco lo es el método del endurecimiento por deformación seguido por la recristalización.

Los granos grandes no son propicios para proporcionar una estructura dental con propiedades uniformes.

Así, por ejemplo, es frecuente que una prótesis se construya con "Abrazaderas" coladas que virtualmente rodean al diente para contribuir al sostén del aparato en posición duran

te la función. Habitualmente tales abrazaderas son sumamente delgadas; a veces sólo 2 milímetros a menos en su sección transversal. Esta sección transversal puede estar compuesta por sólo unos pocos granos. Con el agravante de que pueden existir imperfecciones especiales, de manera particular en los espacios intergranulares. Asimismo, hay tendencias que en estos espacios difundan impurezas. Como saldo final, es probable -- que resulte una estructura debilitada con la consiguiente propensión a causar fallas en el aparato. Puede también constituir el origen de pigmentaciones y corrosiones.

Por el contrario, con granos pequeños es posible distribuir tales imperfecciones con más uniformidad. En estas condiciones es factible evitar concentraciones de dislocaciones y las consiguientes tensiones.

Adicionando a la aleación una pequeña cantidad de iridio (0.005 %), se produce una nucleación homogénea que reduce el tamaño del grano. De modificar su composición con el agregado de iridio.

Los cambios obtenidos en las propiedades físicas por la nucleación homogénea, en cuatro tipos de aleaciones de oro dentales para colados, conjuntamente con las modificaciones es el tamaño del grano. Como apreciar tanto la resistencia traccional como el alargamiento o aumentan el alargamiento disminuye y viceversa.

La dureza superficial en uno de los tipos de aleación que no experimentó cambio alguno. Se considera que la paridad de valores en la dureza está dentro de los límites del error experimental.

#### 4.6 PROPIEDADES FISICAS DE ORO DENTAL PARA COLADOS.

##### a) TEMPERATURA DE FUSION:

Para que el odontólogo sepa la temperatura aproximadamente a la que la aleación debe ser calentada, para efectuar el colado, es importante que conosca el intervalo de temperaturas de fusión de la misma. A los efectos de que la aleación puede penetrar dentro del molde es necesario que el momento del colado este completamente líquida. Por consiguiente, se deberá ca lentar liegeramente por encima de su temperatura de liquidos. A Este respecto, el industrial deberá especificar el intervalo de temperaturas de fusión de la aleación.

Con métodos rutinarios es sumamente complicado determinar

el intervalo de temperatura de fusión. En cambio, siguiendo - las directivas establecidas en la especificación número 5 de - la A.D.A. resulta factible comprobar la temperatura de fusión. La prueba consiste en someter una muestra de la aleación a una carga traccional especificada a temperaturas que se han elevado progresivamente. La temperatura a la que la aleación se -- fractura se denomina temperatura de fusión. El valor mínimo - de ésta temperatura para las aleaciones tipo I, debe de ser de 930°C (1706°F); para las del tipo II, de 900°C (1652°F); y para las del tipo IV, de 870°C (1598°F). Esta temperatura de fusión no es indicativa de la solidus ni la de los líquidos que la aleación sino, más bien una comprendida entre éstas, posiblemente más cerca de la líquidus que la de los solidus. Es - de inestimable valor el conocimiento de la temperatura máxima - a la que la aleación pueda soldarse. De todas maneras, la aleación se distorciona y funde parcialmente si se calienta a dicha temperatura.

#### b) TRATAMIENTO TERMICO.

De acuerdo con la teoría las aleaciones de oro pueden ser endurecidas térmicamente. No obstante como se señaló en el -- mismo, las transformaciones sólidas que toman lugar en una aleación con tantos metales como 6, son complejas. Es muy probable que el endurecimiento resulte de varias transformaciones - en estado sólido diferente. Debido a la complicada naturaleza de las transformaciones, tratamiento térmico endurecedor sólo podrá considerarse satisfactorio luego de pruebas experimentales, lo que confirma.

Existen ciertas diferencias en la terminología de la literatura dental y la metalúrgica. En la primera, tratamiento -- térmico de solución suele llamársele "tratamiento térmico ablandador", y todos los tratamientos de endurecimiento por calor - es corriente denominarlos tratamientos térmicos endurecedores. El estudiante debe familiarizarse con tales términos sinónimos.

#### c) TRATAMIENTO TERMICO ABLANDADOR.

Un tratamiento térmico ablandador o de solución eficaz, - es el que prescribe en la especificación número 5 de la Asociación Dental Americana. La aleación se coloca en un horno eléctrico durante 10 minutos a una temperatura de 700°C (1292°F) y luego se enfría bruscamente en agua. Probablemente, en éste - período todas las fases intermedias experimentan un cambio y - forman una solución sólida desordenada, y la rápida inmersión - en el agua impide su reorganización durante el enfriamiento. - Con ese tratamiento, la resistencia traccional, el límite pro-

porcional y la dureza se reducen, pero la ductilidad aumenta.

El tratamiento térmico ablandador está indicado en las estructuras que han de ser conformadas, desgastadas o sometidas a otros trabajos en frío sea en la boca ó fuerza se ella. Por las razones expuestas, el aumento de la ductilidad mejora la laboridad de la aleación.

#### d) TRATAMIENTO TERMICO ENDURECEDOR.

El tratamiento de endurecimiento por calor y tratamiento-térmico endurecedor de las aleaciones dentales se puede llevar a cabo por medio de tres procedimientos. La aleación se puede enfriar lentamente apartir de la temperatura correspondiente - al color rojo cereza (700°C). Este tratamiento permite suficiente tiempo como para que tomen lugar las reacciones en estado sólido convenientes.

Un tratamiento de enfriamiento lento de este tipo se puede comenzar a una temperatura más baja que la del rojo cereza. Así, por ejemplo; en el método prescrito por la especificación número 5 de Asociación Dental Americana, la aleación se enfria en un horno apartir de los 450°C (842°F) hasta los 250°C (482°F) en un período de 30 minutos y luego se sumergen bruscamente en agua. Este procedimiento se conoce como "enfriamiento en horno" y para muchas aleaciones de oros dentales resulta algo - drástico debido a que las torna algo quebradizas. Sólo se incluye la especificación para propósitos de prueba. En la práctica, el tiempo de "enfriamiento en horno" se reduce a uno más corto; a 15 minutos por lo común.

El tercer método y el más práctico es el tratamiento térmico habitual de "inmersión" que consiste en endurecer la aleación a una temperatura y tiempo definidos antes de enfriarla bruscamente. Aunque la temperatura a que se debe utilizar varía con la composición de la aleación; por lo general oscila entre los 350°C (660°F) y los 450°C (840°F), en cuanto al tiempo, por lo común, es de 15 minutos. El tratamiento adecuado para cada aleación debe ser especificado por el industrial.

A los efectos de liberar el endurecimiento que por deformación pueda tener la aleación y para iniciar su tratamiento térmico endurecedor sobre una estructura de solución sólida de sordenada, es necesario, en todos los casos, someter a la misma a un tratamiento previo de ablandamiento. De otra manera, no es posible mantener el contralor adecuado del proceso del endurecimiento. Los aumentos en la resistencia, en el límite-proporcional y en la dureza y la reducción en la ductilidad, de

penden de la cantidad de transformaciones intersólidas que se permiten. Estas, a su vez, están supeditadas a la temperatura y al tiempo del tratamiento.

Como el límite proporcional aumenta con el endurecimiento, se puede esperar un gran incremento en el módulo de resiliencia. El tratamiento térmico endurecedor está indicado en prótesis parciales metálicas, en sillas, y en otras estructuras similares. En las pequeñas estructuras, tales como incrustaciones, el tratamiento endurecedor, por lo común, no se emplea. En este caso se utilizan generalmente una aleación que en su condición de ablandado tenga suficiente resiliencia.

Para un mejor contralor y mantener una temperatura uniforme, es preferible realizar los tratamientos de ablande en un horno eléctrico. No obstante, pequeñas estructuras como una incrustación, se pueden ablandar con éxito en la llama del Bunsen. Se calientan al calor rojo cereza y se enfrían bruscamente en agua.

Para los tratamientos térmicos endurecedores, sean del tipo de "enfriado en horno" o de "inmersión", resultan muy útiles los hornos eléctricos equipados con termoreguladores. Si el endurecimiento se ha de realizar a una temperatura constante, se puede utilizar un baño de sales compuesto de partes iguales de nitrato de potasio y nitrato de sodio. La mezcla funde a 200°C (400°F) y es factible de calentarse a las temperaturas que ordinariamente se emplean para endurecer las aleaciones dentales. Cuando se emplean estas sales, hay que tener cuidado de que, al sumergirse no estén húmedas o con resto de cera. Tanto esta como el agua el evaporarse bruscamente a altas temperaturas, pueden provocar explosiones de líquido del recipiente.

#### 4.7 CLASIFICACION DE LAS ALEACIONES DE ORO DENTALES PARA COLADOS.

Las aleaciones se pueden clasificar de acuerdo con el uso a que se les destina o por su dureza y otras propiedades.

Por lo común, se considera que cualquier aleación con número de dureza Brinell menor que cuarenta, es demasiado blanda y débil para ser usada en la boca, hasta que estas aleaciones, bajo la acción de las fuerzas masticatorias, no se endurecen suficientemente por deformación como para resistir ulteriores tensiones, se distorcionan constantemente. Por razones obvias, la distorsión inicial de una incrustación u otra-

restauración similar no es nada conveniente, por lo que se deduce que es preferible emplear aleaciones más duras y resistentes.

a) TIPO I. Estas aleaciones deben tener dureza (B.H.N.) - comprendida entre cuarenta y setenta y cinco y un alargamiento de 18 % por lo menos. Ya se dijo, esencialmente están compuestas de oro, plata y cobre y rara vez por platino o paladio.

Son muy dúctiles y pueden ser bruñidas con facilidad, pero poseen un límite proporcional relativamente bajo. No admiten el endurecimiento térmico, funden a altas temperaturas y para que su fusión sea completa, es necesario calentarlas a temperaturas ligeramente por encima de 950°C a 1050°C.

El tipo I de aleaciones se utilizan incrustaciones que no han de estar sometidas a grandes tensiones, tales como en las cavidades proximales simples en incisivos y caninos o en las del tercio gingival (clase III y V respectivamente, en la clasificación de Black). Las aleaciones más duras de este tipo se pueden usar para incrustaciones destinadas a cavidades de la superficie proximales de los premolares y molares y en la de los incisivos y caninos que afectan el ángulo inicial (clase de II y IV respectivamente de la clasificación de Black).

#### b) TIPO II.

Las aleaciones que pertenecen a este grupo, de acuerdo con la especificación número 5 de A.D.A. poseen una dureza Brinell de 70 a 100. En realidad muchas de las aleaciones comerciales de este tipo, en su condición de ablandadas, se presentan agrupadas en un número de dureza brinell comprendido entre 80 y 90. Este tipo de aleaciones puede contener algo de paladio y de platino y su proporción en cobre es superior a la del grupo anterior. De acuerdo con el tenor de este último metal, suelen clasificarse en "claras" y "oscuras". Sus temperaturas de fusión son algo más bajas que las del tipo I. Su fusión, a temperaturas por encima de 927°C a 971°C, es completa.

A despecho de las circunstancias de que las propiedades traccionales de estas aleaciones son superiores a las del tipo I, prácticamente poseen los mismos valores de porcentaje de alargamiento. Si se desea, muchas de las aleaciones de este tipo se pueden endurecer térmicamente.

Se utilizan para cualquier clase de incrustación, por lo que son muy populares en la práctica profesional.

## c) TIPO III.

De acuerdo con la especificación número 5 de la A.D.A., el número de dureza Brinell de las aleaciones de este tipo, en su condición de ablandadas, varía entre 90 y 140. Contienen por lo general, las mayores cantidades de paladio y de platino permitidas para que su fusión sea posible con el soplete dental - común de aire-gas. Por consiguiente, son más duras y resistentes que la de los otros tipos anteriores y, por la misma razón, tienden a poseer color amarillo más claro. Su porcentaje de alargamiento es más bajo que el de los tipos I y II. Todas ellas son factibles de ser endurecidas térmicamente con un marcado descenso en su ductilidad.

El uso de estas aleaciones está comunmente limitado a incrustaciones, coronas y anclajes para puente que han de estar sometidos a grandes tensiones durante la masticación.

## d) TIPO IV.

Por sus características, estas aleaciones, que resultan muy convenientes para colados de grandes piezas como sillas, prótesis parciales de una sola pieza abrazaderas y barras linguales requieren una clasificación especial. En ellas, la resistencia y la resiliencia son indispensables pero sus temperaturas de fusión no pueden ser demasiado altas, puesto que un mismo tiempo es necesario fundir grandes cantidades de metal. Por consiguiente este tipo de aleaciones poseen por lo general, una temperatura de fusión que está en las vecindades de 817°C a 982°C, que es más baja que la de los otros tipos.

El descenso de la temperatura de fusión se logra sustituyendo partes del contenido de oro por cobre. Como estas aleaciones se emplean para los aparatos colados removibles, factibles limpiarlas y fundirlas fuera de la boca y, entonces, las pequeñas pigmentaciones que pueden tomar lugar son fácilmente eliminables al contener con la posibilidad de aumentar ligeramente la proporción de paladio-platino, se consigue que estas aleaciones sean las más duras y las más resistentes.

Luego de un tratamiento térmico ablandador, el número de dureza Brinell de este tipo de aleaciones debe de ser de 130 o mayor. Todas ellas admiten los tratamientos térmicos endurecedores cuya efectividad es superior a la que se obtiene con cualquiera de los de más tipos. Por desgracia, su porcentaje de alargamiento resulta comparativamente bajo y en particular luego del endurecimiento térmico. Esta falta de ductilidad debe ser tenida muy en cuenta cuando se intenta ajustar los --

aparatos después de colocados.

#### 4.8 ALEACIONES DE "ORO BLANCO".

Todas las aleaciones descritas hasta ahora pertenecen a las de color rojo, en las que por lo general, predominan la de este metal. Como ya se hizo notar con el agregado de platino, paladio o plata, la aleación se torna blanca o plateada. Con el mismo propósito se puede emplear el níquel pero, por lo común, se usa poco o nada debido a la tendencia que tienen de hacer quebradiza, y de disminuir la resistencia a la pigmentación de la aleación.

El blanqueador más efectivo es el paladio. Cuando el contenido de oro con respecto a aquel, llega a un mínimo, las aleaciones resultantes, más que de oro, es más apropiado denominarlas aleaciones de paladio.

En su condición de ablandadas, todas las aleaciones son duras con un número de dureza Brinell mayor que 100. En comparación con las aleaciones de color oro presentan una ductilidad baja y una resistencia a la pigmentación desahucadamente menor. Como es de suponer debido a su alto contenido de paladio el límite superior de sus intervalos de temperatura de fusión es elevado y está en las vecindades de los 1025°C. Esto dificulta la fusión en cantidad cuando se utiliza el soplete de aire-gas y, a menos que se tomen las debidas precauciones, se corre el riesgo de oxidar la aleación.

Estas aleaciones son posibles de endurecer térmicamente, pero este tratamiento puede disminuir el porcentaje de alargamiento a cifras tan bajas como a 2 %.

#### 4.9 CONTRACCION DEL COLADO.

Como se vió la mayoría de los metales y las aleaciones, cuando pasan del estado líquido al sólido, se contraen. El oro y sus aleaciones no hacen excepción a esta regla.

En el proceso dental del colado está circunstancia es de tener en cuenta. Si el molde para una incrustación es la reproducción exacta de las partes perdidas de un diente, la masa de oro después de colada tendrá en razón de su contracción de colado tendrá en razón de su contracción de colado un volumen menor.

La contracción se produce en tres etapas: I (la contrac--

ción térmica que toma lugar en la masa líquida entre las temperaturas a las que se calentó la aleación de liquidus; 2) la -- contracción térmica del metal sólido que se origina al alcanzar la temperatura ambiente.

Probablemente la primera contracción no es de mayor consecuencia, ya que mientras el metal líquido se contrae dentro -- del molde, puede penetrar en el más metal para compensar la -- contracción. Ha sido posible medir la contracción térmica del oro y la de un cierto número de aleaciones dentales.

En un intento de determinar el efecto de la segunda etapa, empleando una técnica dental, se colocaron varias aleaciones -- dentro de un molde cilíndrico de 3.2 milímetros (1/8 de pulgada) de diámetro y 76.2 milímetros (3 pulgadas) de longitud.

Como la longitud del molde había sido cuidadosamente medida con anterioridad, el acortamiento que experimentaron los diversos cilindros colados, en comparación con la medida original dió el valor de la contracción lineal del colado. Se hicieron además muchos colados con diferentes dimensiones, formas y composiciones y el valor final de contracciones de colado resultó ser de  $1.25 \pm 0.1$  por ciento.

A pesar de que en la contracción de colado así obtenida -- se incluyen las otras dos mencionadas, es decir las que se producen en estado líquido y sólido, respectivamente, es evidente que su valor es menor al de los de la contracción térmica lineal.

Este hecho aparentemente anormal puede ser debido a dos -- suposiciones lógicas; 1) Cuando el molde está lleno de metal líquido, las partes que comienzan a solicitarse primero son -- las que están en contacto con las paredes de aquél puesto que su temperatura es más baja que la de metal fundido. 2) Durante el enfriamiento inicial, la primera capa de metal que solidifica contra las paredes del molde es débil y tendrá tendencia a adherirse a ellas hasta que haya adquirido suficiente solidez como para desprenderse al enfriarse. Al lograrla como -- para poder contraerse independientemente al molde, lo hace térmicamente hasta alcanzar la temperatura ambiente.

Lo importante es que la contracción térmica durante la -- primera capa durante su solidificación, es al principio impedida por su adhesión mecánica a las paredes del molde y posteriormente restringida por los mismos motivos. Debido a esto, la -- contracción total de líquido a sólido, puede ser eliminada así como, también, parte de la contracción térmica. De ésta manera, la contracción de colado de acuerdo con lo que podría espe

rarse de las tres etapas posibles de contracción resulta de menor cuantía.

Luego de que ha solidificado la primera capa otras iguales hacen lo propio, contra ella dirigiéndose hacia el centro hasta que toda la masa endurece.

Una deducción ulterior de los razonamientos anteriores indicen que cuanto más grande es la superficie del colado en relación con su volumen, menor es la contracción del colado. Un colado de poco espesor tal como el de un disco por ejemplo, al presentar el molde de una amplia superficie, es más efectivo - en restringir las contracciones del metal en su solidificación que otro que tenga una pequeña superficie rodeando un gran volumen, como en el caso de una esfera. Por consiguiente, el -- disco presentará una contracción de colado menor que la esfera. Análogamente, un colado de forma irregular en que las paredes del molde facilitan las adiciones mecánicas del metal en solidificación, tendrá menor contracción que otro que sea cilíndrico y liso. Se presumen que las diferencias en los valores de la contracción de colados se debe a las distintas composicio--nes de las aleaciones.

Se ha demostrado que la presencia de platino, paldio o -cobre reduce la contracción de colado de la aleación. Es de -interés hacer notar que la contracción de colados del oro puro es muy semejante al valor de su contracción térmica lineal má-xima ninguno de los valores de la contracción es tan bajo como el de 1.25 % que se dió anteriormente. Esta diferencia puede- ser debidas a dos razones: I. a que las aleaciones modernas tengan una contracción de colado mayor que las que se emplearon - en las primeras determinaciones, II. a que los cilindros utilizados en la última investigación se han diferentes (6.35 x 25.4 mm). De los empleados en la primera (3.2 x 76.4 mm). Puesto- que estos últimos presentaban una superficie en relación con - su volúmen, menor que los primeros, de acuerdo con la teoría - expuesta no es de extrañar que en los cilindros más volumino--sos se produjeran contracciones de colados de mayor magnitud - que en los más largos, y más estrechos.

4.10 POROSIDAD DE LOS COLADOS. Las porosidades de los cola--dos de aleaciones de oro se pueden clasificar de la siguiente- manera:

1.- Porosidades causadas por el enfriamiento y la solidi- ficación.

- a) Porosidades localizadas por contracción.
- b) Microporosidades.

c) Porosidades superficiales.

2.- Porosidades causadas por gases.

- a) Pequeñas oquedades.
- b) Inclusiones de gas.

La porosidad causada por contracciones localizadas es debida a la falta de metal fundido durante la solidificación. Como se hizo notar en el párrafo anterior, durante las etapas iniciales de la solidificación, el metal endurecido se adhiere a las paredes del molde. Si en este momento se suspende el aporte de metal, la falta de este en el.

Ya que son muchas las variables que pueden complicar el fenómeno básico. Como resultado de la corrosión electrolítica, el mercurio y otros componentes de la amalgama pueden difundir en la aleación de oro. Debido a la falta de homogeneidad de la aleación de oro resultante de tal contaminación y a su potencial de solución con respecto a la de la amalgama se ocasionan productos de corrosión de colores variables, dependiendo de los productos químicos formados.

Aunque no estén presentes otras restauraciones existen las posibilidades de que en el medio bucal una aleación debida a la nucleación y a inclusiones, es una de las principales causas atribuibles.

La nucleación se puede producir por muchas razones, pero de acuerdo con lo ya estudiado, un enfriamiento lento entre su liquidus y su solidus así como, también, entre éste y la temperatura ambiente, contribuyen enormemente a que la nucleación sea más homogénea. Con las técnicas de colado que se usan en la actualidad este procedimiento además de ser impracticable, no sería conveniente. En el colado se produciría una estructura indeseable de granos grandes.

Otro medio de reducir la nucleación es el modificar la composición de la aleación de manera tal que durante la solidificación tenga un corto intervalo de temperaturas de fusión. A éste respecto, las aleaciones de oro-cobre son excelentes. Independientemente del régimen de enfriamiento, la nucleación es escasa o nula, por lo menos dentro de límites prácticos. Como se puede apreciar con prescindencia de su composición, estas aleaciones poseen un corto intervalo de temperatura de fusión.

Bajo ciertas condiciones, la adición de otros metales, particularmente la de platino y paladio, pueden alterar esta propiedad y producir una cantidad de nucleación objetable, es-

ta es la razón por la que, sumándose a otras propiedades deseables, una buena aleación de oro dental sometida a las técnicas de colado que habitualmente emplea el odontólogo, durante la solidificación debe presentar una cantidad de nucleación mínima. Están relacionadas con el atrapamiento de gases durante la solidificación, aunque decididamente difieren en el tamaño, ambas porosidades se caracterizan por su forma esférica, por lo general las porosidades por inclusión de gases son de mayor tamaño que las de otros tipos.

En su estado de fusión muchos metales disuelven u ocuyen gases. Así por ejemplo, tanto el cobre como la plata en el estado líquido disuelven oxígeno en grandes cantidades. El platino y el paladio fundidos tienen una gran afinidad con el oxígeno así como también, en el hidrógeno. Durante la solidificación los gases absorbidos son expelidos y como resultado se producen pequeñas oquedades. Los vacíos de mayor tamaño, también pueden ser ocasionados por la misma causa, pero es más lógico presumir que tales porosidades son más bien debidas al atrapamiento mecánico de gas por parte del metal fundido dentro del molde o durante el proceso de fusión previa.

Es muy probable que todos los colados, demás esta decir que debido a los efectos del eterios que en las propiedades físicas de los colados estas porosidades ocasionan es mantener reducidas al mínimo.

#### 4.11 CORROSION.

Como se vió en determinadas circunstancias una aleación de oro en el medio bucal es susceptible de pigmentarse o corroerse. De acuerdo con lo ya estudiado, el contenido de metal nobles (oro, platino y paladio) en la composición de una aleación debe ser lo suficiente como para prevenir la corrosión. De usar las aleaciones de oro que satisfacen los requisitos de la especificación número 5 de A.D.A. para aleaciones de oro dentales para colados, este factor carece de importancia.

Si una restauración de aleación de oro está en contacto con otra compuesta de metales simples dispares, tal como una amalgama, es posible que ocurra una pigmentación y una corrosión electrolítica. La teoría de esta corrosión interior de la masa origina vacíos, de manera particular en las inmediaciones del conducto de alimentación por donde el metal fundido penetra en el molde.

Este tipo de porocidad se puede apreciar en las proximidades del conducto de alimentación. En esta última se muestra -

que la porosidad se produce en la fase matriz de la formación-dendritica. Los componentes de mayor punto de fusión solidifican pero, debido a la falta de metal, se forman vacios donde - habitualmente los componentes de mayor punto de fusión rodean a las dendritas.

Si la temperatura del molde es baja si la de la aleación-fundida está cerca de la temperatura de su liquidus la solidificación se puede producir tan rápida que la contracción tomalugar a través de toda la masa del colado y ocasiona una micro porosidad y en algunas porciones la forma de pequeños vacios - irregulares.

Las porosidades sub-superficiales, como indica su denominación, se produce cerca de la periferia del colado. Este tipo de porosidad es bien evidente. En creencia que la causa es tá relacionada con el régimen de solidificación del colado. -- Así por ejemplo, si el molde es alimentado con metal fundido - sumamente rápido y a una temperatura muy alta, el centro de la masa puede permanecer fundida por un tiempo mayor que las porciones más periféricas que, al tomar contacto con las paredes del molde, solidifican inmediatamente. Como ya se mencionó, - esta capa o "piel" solidificada en primer lugar, tiene cierta-resistencia y se traba mecánicamente a las paredes de la cámara colada. De esta suerte, la porción céntrica durante la solidificación se contrae y da ocasión a que se formen vacíos en tre la piel y la masa interior.

Como se demostró estos tipos de porosidad son factibles - de ser disminuidos a un mínimo controlado el régimen al que el metal fundido penetre en el molde.

Tanto las pequeñas oquedades como las inclusiones de gas.

Atento a lo estudiado, calentando una restauración colada a una temperatura próxima a la solidus en un tiempo especificado, es posible homogeneizarla.

De acuerdo con un estudio clínico efectuado a este respecto, este procedimiento puede estar indicado en el caso de prótesis en cincuenta y tres pacientes se colocaron prótesis con-truidas con aleaciones de oros para colados. La mitad de - - ellas se homogeneizaron y las otras se incertaron sin ningún - tratamiento previo fuera de lo habitual. Después de tres años fue dado observar que las prótesis del segundo grupo presentaban una pigmentación más apreciable que las del primero.

También hubo oportunidad de notar que algunos síntomas -- subjetivos, tales como aumento de salivación, sensación de ar-

dor en la lengua y otras molestias bucales generales fueron -- más frecuentes en los pacientes portadores de puentes sin homogeneizar. En tres pacientes portadores de tales puentes se observaron también lesiones de las mucosas. Después de dos o cuatro meses que estos puentes se reemplazaron con otros tantos -- temporarios de resinas acrílicas, las lesiones desaparecieron.

#### 4.12 REFUNDIDO DE LAS ALEACIONES.

Antes de colocar en la boca una restauración o aparato colado, es menester eliminar cierta cantidad de excedentes de la aleación de oro. La posibilidad de poder utilizar nuevamente tales sobrantes presenta una apreciable economía.

Una aleación puede refundirse dos o tres veces sin que -- ocurran cambios importantes en su composición. El zinc es el único elemento capaz de volatilizarse durante el calentamiento. Como ya se dijo, la función principal del zinc es actuar como un limpiador de óxidos. Al disminuir su contenido, las aleaciones tienen tendencias a oxidarse cada vez más durante la fusión. Por lo general esta falta de zinc se puede remediar satisfactoriamente agregando al metal que se ha de fundir porciones de nuevas aleaciones.

Cualquier sobrante de aleaciones de oro debe ser recuperada y separada de acuerdo con su tipo. Está de más decir que -- no es conveniente realizar colados con "recorte de oro de origen no definido".

## CONCLUSIONES

Tomando en consideración la importancia y la necesidad -- que existe en la profesión odontológica y en estudiantes de -- Odontología de contar con una bibliografía específica acerca -- de los "Materiales para obturación en Operatoria Dental". Area particularmente importante para el Odontólogo General, nos hemos entregado a la tarea de elaborar ésta investigación bibliográfica, en donde reportamos y analizamos los más importantes y más frecuentes materiales utilizados en ésta área odontológica; materiales como lo son: Cementos, Cementos de Silicato, Resina, Aleaciones para Amalgamas, Oros, etc.

Analizamos, de cada uno de ellos, sus principales componentes, así como las, reacciones negativas que se pueden presentar debido a sus composiciones químicas al utilizarlos de una manera inadecuada, también sus propiedades físicas, los usos más indicados, etc.

Esperamos que realmente estos estudios sean de utilidad para nuestros compañeros Odontólogos en su desarrollo profesional ó como estudiante.

BIBLIOGRAFIA

LA CIENCIA DE LOS MATERIALES DENTALES.

RALPH W. PHILLIPS  
SEPTIMA EDICION  
EDITORIAL INTERAMERICANA.

ODONTOLOGIA PEDIATRICA.

SIDNEY B. FINN  
CUARTA EDICION  
EDITORIAL INTERAMERICANA.

INFLUENCE OF MANIPULATIVE VARIABLES ON THE MARGINAL ADAPTATION  
OF CERTAIN RESTRUCTIVE MATERIALES.

SWARTZ M.L.  
J. PROSTH DENT.  
1982.

MECHANICAL PROPIERTIES OF DIRECT FILLING.

SWEENEY W.T.  
J. AMER DENT.  
1954.

MARGINAL SEAT OF AMALGAN RESTORATIONS.

HODD J.A. AND CHALLIS G.A.  
J. DENT.  
1971.

ADAPTABILITY OF DENTAL AMALGAMAS.

JORGENSEN K.D.  
ACTA ODONTO.  
1965.

MORE PREVENTIVE CARE AND LESS TOOTH REPAIR MOEN B.D.

J. AMER DENT.  
1970.

THE ORIGIN AND COMPOSITION OF DENTAL AMALGAM CONTAMINATE. DOC-  
TORAL THESIS, UNIV. OF MICHIGAN.  
JOHNSON, L.N.  
1965.

STRUCTURE ON ZINC PHOSPHATE DENTAL CEMENT.  
SERVAIS G.E. AND CARTZ, L  
J. DENT.  
1971.

DENTAL CEMENT.  
DENT. CLIN  
SMITH D.C.  
1971.

MATERIALES DENTALES  
FACULTAD DE ODONTOLOGIA  
TERCERA EDICION  
S.U.A. 1981.

MATERIALES DENTALES Y SU SELECCION.  
O'BRIEN-RYGE  
EDITORIAL PANAMERICANA.