

130
2ej.

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

" PROCEDIMIENTOS DE LABORATORIO PARA LA ELABORACION
DE ESTRUCTURAS DE COBALTO-CROMO PARA PROTESIS
DENTAL PARCIAL REMOVIBLE "

TESINA QUE PARA OBTENER EL TITULO DE CIRUJANO DENTISTA
PRESENTA JORGE HERNANDEZ BERNAL.

CIUDAD UNIVERSITARIA

1992

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

J. B. Hernandez Bernal



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 está 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.

INTRODUCCION

I GENERALIDADES.

- 1.1 Concepto de prótesis parcial removible.
- 1.2 Desarrollo de la prótesis removible en el S.XX

II DISEÑO DE LA ESTRUCTURA METALICA.

- 2.1 Tejidos de soporte de la prótesis.
- 2.2 Clasificación de arcos parcialmente desdentados.
- 2.3 Componentes de la estructura metálica.
- 2.4 Diseño de la estructura metálica.

III MATERIALES.

- 3.1 Aleación de Cobalto-Cromo.
- 3.2 Revestimiento.
- 3.3 Hidrocoloide Reversible.

IV PROCEDIMIENTOS DE LABORATORIO.

- 4.1 Preparación del Modelo Maestro.
- 4.2 Duplicación.
- 4.3 Modelo Refractario.
- 4.4 Transferencia y Encerado.
- 4.5 Revestimiento.
- 4.6 Desencerado.
- 4.7 Técnica de Vaciado.
- 4.8 Limpieza y Terminado del Metal.

V PRUEBA DE LA ESTRUCTURA METALICA EN BOCA.

- 5.1 Examen del colado.
- 5.2 Control de la fuerza de inserción.
- 5.3 Control de la oclusión.
- 5.4 Orden de Trabajo.

CONCLUSIONES.

BIBLIOGRAFIA.

-

INTRODUCCION.

En la actualidad, la prótesis parcial removible es un tratamiento de elección para la solución de un gran porcentaje de los casos de edentación parcial.

Sus objetivos principales son: restablecer la función y estética y sobretodo, preservar los componentes del sistema estomatognático cuando se han perdido uno o más organos dentarios.

Para que una prótesis parcial removible pueda cumplir con estos propósitos, es indispensable que el Cirujano Dentista lleve a cabo una serie de lineamientos al abordar cada caso de edentación parcial, como son: La historia y exploración clínica; la evaluación radiográfica; el análisis con paralelómetro y la preparación preprotésica, por mencionar algunos.

Sin embargo, no son únicamente estos lineamientos que se realizan en el consultorio dental, los que determinan el éxito o fracaso de una prótesis parcial removible. Existen además, aquellos que se deben seguir en el laboratorio dental para la confección de éstas prótesis. Estos parámetros son tan críticos, que cualquier error en el manejo de los materiales conduce irremediablemente, al fracaso del tratamiento. Por ejemplo, un cuele o bebedero de forma inapropiada, dá lugar a turbulencias que integran burbujas de aire en el metal, en el momento de su vaciado, dando como resultado un gancho muy fragil en la estructura ya terminada.

Esta tesina aborda una de las técnicas adecuadas para la elaboración de estructuras metálicas para prótesis parcial removible en la aleación de cobalto-cromo, siendo esta una de las aleaciones más usadas actualmente para tal fin.

El propósito de este trabajo es facilitar el conocimiento al

Cirujano Dentista de los procedimientos usados en esta técnica, no para que se elaboren (dado la complejidad del proceso) estas estructuras en el consultorio dental; sino más bien, para incrementar la comunicación laboratorio-consultorio dental, que día a día se impone como una necesidad para brindar, en conjunto, un mejor servicio en beneficio de la salud del paciente parcialmente desdentado.

I GENERALIDADES

1.1. CONCEPTOS DE PROTESIS PARCIAL REMOVIBLE.

Una prótesis es el reemplazo de una parte ausente del organismo humano, mediante un componente artificial, tal como un ojo, una pierna o una dentadura. Prótesis, también, es el arte o la ciencia de reponer partes perdidas del cuerpo humano.

Cuando se aplica a la odontología, el término apropiado es prostodoncia y es la rama de la ciencia o arte dental que trata del reemplazo de tejidos dentales o bucales que se han perdido. La Asociación Dental Americana define a la prótesis dental como "la ciencia o el arte de proporcionar sustitutos adecuados para la porción coronaria de los dientes, o para uno o más dientes naturales ausentes o extraídos y sus tejidos relacionados; de modo de restaurar la función alterada, la apariencia, el confort y la salud del paciente".

Una prótesis parcial removible puede estar soportada únicamente por los dientes o bien puede derivar su apoyo en los dientes y en los tejidos del reborde residual. Este tipo de prótesis está diseñada de tal modo, que el paciente pueda retirarla de la boca u volverla a instalar.

En las prótesis parciales, el objetivo es hacer que la oclusión artificial coincida y armonice con la oclusión natural remanente. Idealmente, la oclusión natural debe ajustarse primero para que exista el máximo contacto en relación céntrica y no haya interferencias excéntricas, antes de establecer una oclusión similar en la prótesis parcial.

Los objetivos en la restauración del paciente parcialmente desdentado, son:

- restablecer la estética
- restablecer la función

-preservar los componentes del sistema estomatognático.

1.2 DESARROLLO DE LA PROTESIS EN EL S.XX

A principios de siglo, la prótesis parcial removible consiste en una base extendida que recubre las crestas y la totalidad de la superficie osteo-mucosa, apoyándose sobre las superficies linguales o palatinas de los dientes y sobre el margen gingival. Los retenedores son de metal estampado o fabricados con alambre. El material de construcción de las bases es el caucho, algunas veces asociado a placas de oro o de acero troqueladas. En 1925 Müller propuso el empleo del aluminio. El inconveniente de este tipo de aparatología, de soporte exclusivamente mucoso, es que la vía de carga provoca la inflamación de la encía marginal y la movilización de los dientes remanentes. Esta acción se agravaba por la falta de rigidez de los materiales usados y por su inestabilidad dimensional.

A partir de 1920 se origina en los Estados Unidos un movimiento, impulsado por profesionales como el Dr. Roach y el Dr. Ackers y por empresas comerciales como Ney, que propuso la utilización de prótesis metálicas coladas. Originalmente las armaduras de estas prótesis se confeccionaban en oro, posteriormente se generalizó el uso de la aleación de cobalto-cromo. Esta aleación se introduce en 1929 bajo el nombre de VITALLIUM, que se elaboró a partir de una de las 'estelitas' de Haynes, primeras variedades de este sistema de aleación, llamadas así en honor de su inventor: Elwood Haynes, quien patentó esta aleación para aplicación en la industria automotriz. Su densidad es aproximadamente la mitad de las aleaciones de oro tipo IV, dando como resultado prótesis más ligeras, con mayor rigidez y con propiedades mecánicas adecuadas, además de un menor costo económico. Este tipo de prótesis denominada "esquelética", aumenta el apoyo dentoparodontal y reduce al mínimo el contacto con los tejidos -

osteo-mucosos. Dubecq y Rout difundieron esta concepción en Francia.

En este mismo país, desde 1930, bajo el impulso de Lentulo y de Housset, la escuela de París propone la prótesis profiláctica. Este tipo de prótesis se caracteriza por un escotamiento en su diseño a nivel de los anillos gingivales y una amplia superficie de apoyo.

En la actualidad ha surgido una filosofía basada en la investigación y en el análisis crítico de la práctica clínica y que nos lleva a una serie de normas a seguir en el tratamiento del paciente parcialmente edentado.

Las consideraciones de diagnóstico exigen una exploración clínica detallada de las estructuras bucales remanentes, además de una evaluación de la salud general del paciente, así como el estudio de medios diagnósticos de apoyo, como son: radiografías, modelos de estudio, fotografías, etc.

Clinicamente se debe de evaluar:

- 1.-La salud general del paciente.
- 2.-Cantidad y calidad del tejido de soporte de los dientes remanentes.
- 3.-Número y posición de los dientes remanentes.
- 4.-Tamaño de los dientes remanentes y la relación que guardan con su antagonista.
- 5.-Requerimientos estéticos.
- 6.-Condición del proceso residual y de los tejidos blandos.
- 7.-Factores psicológicos y neuromusculares.
- 8.-Posición y tamaño de la lengua.

Para el diseño de la prótesis es preciso realizar el análisis de los modelos de estudio en un paralelizador, realizar una preparación adecuada de los dientes remanentes y prestar especial atención en que el diseño reduzca al mínimo las fuerzas torsionales transmitidas a los dientes pilares. Es importante que sea el odontólogo quién efectúe el diseño de la estructura metálica y de los demás componentes, seleccionandolos en conveniencia del buen desempeño de la prótesis.

Se deben de seguir técnicas de impresión específicas que nos permitan obtener modelos de alta precisión para poder realizar un estudio de las relaciones interdentales, tanto en oclusión como en los movimientos excursivos, protusivos y laterales. Es imprescindible, por tanto, un análisis de la situación oclusal, para diferenciar los contactos favorables de aquellos indeseables en función de evitar efectos traumáticos sobre las estructuras de apoyo.

Se ha establecido, desde el Simposium internacional de Cardiff (1976), que sin duda una prótesis parcial removible, bien construida, no constituye ningún riesgo para los dientes remanentes, a condición de que las reglas de higiene sean cumplidas rigurosamente.

II DISEÑO DE LA ESTRUCTURA METALICA.

Hoy en día, es indudable la importancia que tiene el diseño de la prótesis parcial removible sobre el resultado final del tratamiento. Es el punto de partida para la realización correcta de los pasos subsecuentes. De esto depende la diferencia entre una prótesis que va a preservar los tejidos dentarios remanentes y una prótesis que no va a cumplir con éste requisito; llegando a ser incluso, un factor lesivo para las estructuras de soporte.

En este capítulo se hace una revisión de los diferentes tejidos bucales que entran en contacto con la estructura protésica, así como de aquellos tejidos que indirectamente se ven afectados por dicha estructura. Se incluyen lineamientos para evitar que los componentes lesionen la superficie sobre la cual se apoyan.

Se ha integrado la clasificación de Kennedy de arcos parcialmente desdentados, para facilitar la comprensión de los principales componentes de la prótesis parcial removible, específicamente de los elementos que constituyen la estructura metálica.

Se concluye con una descripción del analizador de modelos y se enfatiza la importancia que tiene para el diseño de la prótesis.

2.1 TEJIDOS DE SOPORTE.

La prótesis parcial removible está soportada sobre un conjunto de estructuras anatómicas a las cuales puede afectar en diferente grado. Entre estas reconocemos a las sig:

- Estructuras dento-parodontales
- Estructuras ósteo-mucosas.

ESTRUCTURAS DENTO-PARODONTALES

ESMALTE

El esmalte se compone de un 96% de elementos minerales (hidroxiapatita) y su estructura es prismática, dándole al esmalte una gran resistencia a la fractura. Sin embargo el esmalte se puede afectar por desmineralización. Las lesiones que puede sufrir son:

- abrasión en caras oclusales
- erosiones por elementos metálicos de la prótesis.
- desmineralización por la acción de la placa dental bacteriana.

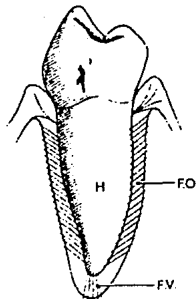
Las partes del esmalte en contacto con la prótesis son:

- Retenedores: brazos y topes oclusales
- con resinas de los aparatos
- con dientes artificiales en puntos de contacto.
- con dientes artificiales antagonistas.
- con conectores y estabilizadores de la estructura protésica - (barra cingular, barra coronaria, etc.)

PARODONTO

Es un complejo tisular compuesto por:

- la encía
- el cemento
- el ligamento parodontal.
- el hueso alveolar.



Disposición de las fibras periodontales.

F.O.: fibras oblicuas.
F.V.: fibras verticales.
H.: hipomocion.

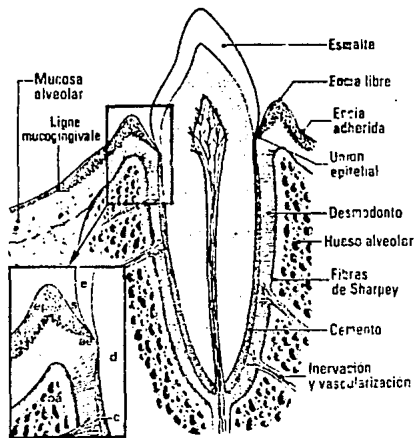
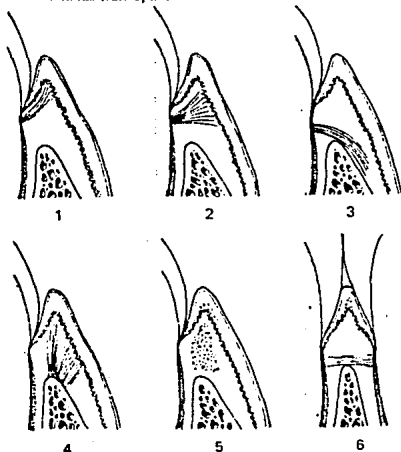
ENCIA

Se le llama encía marginal a la porción de tejido epitelial y conjuntivo que rodea el cuello del diente. En esta se pueden apreciar: a) la vertiente externa de la encía libre y b) vertiente interna que delimita el surco gingival o gíngivo-dentario, que en condiciones normales tiene una profundidad de 0.5 a 2 mm. Este surco forma una barrera que impide el paso de las bacterias a los tejidos parodontales. El epitelio que lo recubre es particularmente delgado.

A nivel del espacio interdentario se forma la papila interdientaria. Esta es protegida de la agresión mecánica del bolo alimenticio por los puntos de contacto proximales. Cuando esta disposición se altera o existe una inclinación anormal de un diente, se provoca la irritación de la encía marginal. Dando como resultado el aumento de la placa dental bacteriana y desencadenando la enfermedad parodontal.

Las fibras parodontales que dan soporte al diente, según su disposición se clasifican en:

- 1, 2, 3: fibras cemento-gingivales.
- 4: fibras alvéolo-gingivales.
- 5: fibras circulares.
- 6: fibras transeptales.



Encía marginal

e: esmalte,
s: surco,
ae: unión epitelial,
d: dentina,
c: cemento,
ep: epitelio,
na: hueso alveolar.

CEMENTO.

Es el tejido calcificado que recubre la superficie radicular de los dientes. Se divide en:

-Cemento primario, esta en contacto con la dentina en forma de depositos laminares

-Cemento secundario, cubre al anterior, su aposición es continua y se encuentra mayormente en las zonas apicales e interradiculares.

El cemento asegura las fibras del parodonto al diente y participa en la erupción continua del diente debida a la abrasión oclusal de la corona.

LIGAMENTO PERIODONTAL

Es el tejido conjuntivo fibroso localizado entre la raiz dentaria y el hueso alveolar, se constituye por;

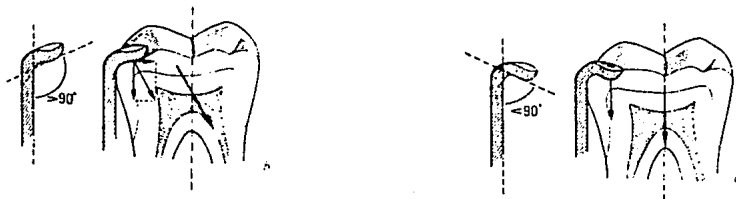
-fibras cervicales, proporcionan fijación a la encía marginal.

-fibras medias u oblicuas, se oponen al movimiento axial de enclavamiento del diente en el alvéolo.

-fibras apicales o verticales, se oponen a las fuerzas de arrancamiento.

Cuando la mayor parte de las fuerzas ejercidas sobre el diente son axiales, son bien toleradas, debido al número de fibras oblicuas existentes.

El ligamento parodontal se puede afectar por un retenedor indirecto mal diseñado, que desvíe, las fuerzas transmitidas, del eje axial.



a) Componente axial. b) Componente oblicua

HUESO ALVEOLAR

Está unido al hueso basal y recibe las fibras del ligamento periodontal. Se distinguen tres partes:

- 1.-Cortical Externa
- 2.-Cortical Interna
- 3.-Hueso Esponjoso.

Cortical Externa: Es la prolongación de la cortical del hueso basal. Puede ser delgada (maxilar) o gruesa (zona de molares y premolares mandibulares). Presenta la misma estructura que el hueso basal con láminas superpuestas. La presencia de osteoblastos y osteoclastos está relacionada con la remodelación constante

Cortical Interna o Lámina Dura: Está perforada por múltiples orificios que aseguran el paso de los vasos sanguíneos y linfáticos. La cortical interna constituye la pared del alvéolo y no está recubierta de periostio.

Hueso Esponjoso: Presenta una serie de espacios lacunares separados por trabéculas óseas que adoptan una disposición apropiada para la mejor transmisión de fuerzas, tanto directas como indirectas, que inciden sobre el hueso.

El hueso alveolar sufre un proceso de remodelación constante para asegurar las relaciones anatómicas con los dientes. La aparición de láminas óseas en el fondo del alvéolo compensa la erupción pasiva resultante de la pérdida de altura de la corona como consecuencia de la abrasión de la cara oclusal. En un proceso idéntico, la cara distal de los alvéolos aumenta su espesor como una respuesta a la migración mesial. A pesar de esta capacidad de adaptación, el hueso alveolar presenta una debilidad evidente: toda irritación (inflamación gingival, trauma oclusal) provoca una destrucción, con frecuencia irreversible. Sola-

mente los estímulos funcionales axiales garantizan su estructura.

ESTRUCTURA OSTEO-MUCOSA

MUCOSA BUCAL

La mucosa bucal recubre toda la cavidad bucal y entra en contacto con la parte interna, externa y bordes de la prótesis. Su estructura es siempre la misma, pero su función varía de acuerdo a su localización. Se constituye por:

a) epitelio con:

-una capa cornea

-una capa granulosa formada por células aplanadas que contienen queratina,

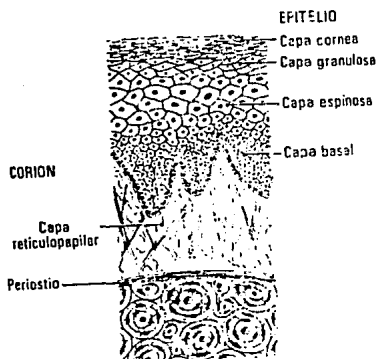
-estrato espinoso: células poliédricas que constituyen los cuerpos mucosos de Malpighi,

-una capa basal o germinativa

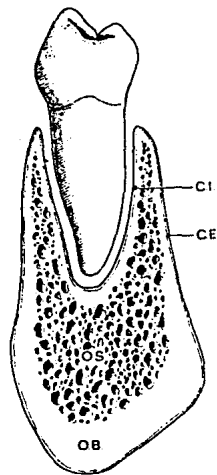
b) el corion o tejido conjuntivo con:

-una capa retículo-papilar de tejido conjuntivo, que se invagina con el epitelio,

-una capa profunda, de espesor variable, que une la mucosa con el hueso subyacente, y separada de él por una submucosa de textura laxa.



Estructura microscópica de la mucosa bucal.



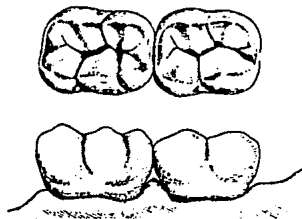
Las partes de la encía que clínicamente se pueden distinguir son:

a) La encía adherida;

Se encuentra fija a los planos fibrosos y óseos subyacentes. Constituye la superficie de apoyo de la prótesis. La fibromucosa puede ser deprimida entre 0.4 y 2mm cuando se le aplica una presión y el retorno a su volumen original no se realiza inmediatamente cuando se quita la presión. Recientes estudios han demostrado que la fibromucosa tiene un comportamiento viscoelástico, en lugar del comportamiento "resiliente" que comúnmente se le ha atribuido; Estos resultados son de gran valor, puesto que ponen de manifiesto que ciertos elementos protésicos flexibles o articulados pueden deformar permanentemente la estructura original de la encía.

b) La mucosa bucal:

Es muy móvil y se relaciona con el periostio del que está separada por tejido laxo. Este contiene elementos celulares grasos, glandulares, vasculares y linfáticos. Tiene un contacto permanente con los rebordes de la prótesis en la denominada "línea de reflexión mucosa". En esta área el registro para modelos se lleva a cabo con técnicas de impresión fisiológica o funcional. La mucosa posee una rica vascularización; e inervación en epitelio y corión. Existen exteroceptores para la percepción estereognóstica (forma y volumen) y para la evaluación de las presiones.



Los contactos interproximales y las tuberías protegen la papila interdientaria.

SOPORTE OSEO

Posteriormente a una extracción de uno o varios dientes, sobreviene una reabsorción de las paredes oseas alveolares, las cuales se adelgazan y disminuyen su altura. Posteriormente el alvéolo se llena por aposición de hueso laminar. La "cicatrización" conduce a un volumen estable en 8 a 10 semanas. La reabsorción existente al final de los 2 primeros meses constituye el 50% de la reabsorción total por término medio. A partir del tercer mes y durante toda la vida del individuo, se llevará a cabo un proceso de reabsorción lento. La amplitud de este proceso varía según el estado de salud general del individuo y está ligada a factores locales y generales.

Entre los factores generales se encuentran:

- 1.- Alteraciones en la alteración de las hormonas que intervienen en el metabolismo del calcio.
- 2.- Carencias de vitamina A, C, D, responsables de la detención de la osteogénesis.

Entre los factores locales se encuentran:

- 1.- La intensidad de las fuerzas efectuadas
- 2.- A la frecuencia de las fuerzas aplicadas
- 3.- A la vascularización.

(1) Ley de Bose

- una acción de intensidad excesiva provoca una reabsorción irreversible
- una acción lenta, de intensidad moderada, mantiene la estructura
- una acción nula, hipofunción o afunción, provoca la osteólisis.

(2) Ley de Jores

- la presión continua favorece la osteólisis,
- la presión discontinua, pero con cortos intervalos de reposo, actúa como una presión continua.

-la presión discontinua, con intervalos prolongados, favorece -
la osteogénesis.

(3) Según Leriche y Policard, toda modificación en la vascularización por hiperhemia o por isquemia provoca osteolisis.

Clínicamente, la presión sobre el hueso es determinante para la conservación de su estructura. En los espacios edentulos los es tículos funcionales son filtrados por la fñromucosa; Al estar - ésta firmemente adherida al hueso subyacente, por numerosas inserciones musculares estimula la osteogénesis. Por otro lado, si se encuentra móvil, desinsertada del substrato, absorbe las presiones que sobre ella se ejercen, llevando al hueso consecuente mente a la atrofia.

ESTRUCTURAS PERIFERICAS

Son todos aquellos elementos anatómicos que constituyen la ca vidad bucal, como son:

- los frenillos y ligamentos recubiertos por mucosa bucal y - que se activan con la función (fonación, masticación, deglución, etc.) y que pueden interferir con los bordes de la prótesis;
- el velo del paladar;
- los labios;
- las mejillas;
- las glándulas salivales sublinguales y todas las estructuras del suelo de la boca movilizadas por la lengua.

2.2. CLASIFICACION DE LOS CASOS DE EDENTACION PARCIAL

Cada caso de edentación parcial es muy diferente de otros y existen incontables posibilidades que han obligado a recurrir a una clasificación que pueda ser adoptada por la mayoría. En un estudio matemático realizado en 1942 por Cumer, se enumeran más de 113,000 combinaciones posibles de edentación parcial. Es muy significativo que la gran mayoría de los casos sugieran el uso de una armazón metálica para su solución terapéutica. Este hecho resalta la importancia que tiene dicha estructura metálica en el tratamiento con prótesis parcial removible.

La clasificación que por su exactitud y fácil manejo se ha impuesto es la de KENNEDY, modificada por el Dr. Oliver C. Applegate

Kennedy dividió todos los arcos parcialmente desdentados en cuatro clases. Las zonas desdentadas que no están descritas en las clases principales, fueron designadas como modificaciones.

CLASIFICACION DE KENNEDY

CLASE I.- Zonas desdentadas bilaterales ubicadas posteriormente a los dientes remanentes.

CLASE II.- Zona desdentada unilateral ubicada posteriormente a los dientes remanentes.

CLASE III.- Zona desdentada unilateral limitada anterior y posteriormente por dientes que no pueden asegurar por sí mismos la totalidad del soporte de la prótesis.

CLASE IV .- Zona desdentada única pero bilateral (que cruza la línea media) ubicada anteriormente a los dientes remanentes.

REGLAS DEL Dr. APPLGATE, para la aplicación de la clasificación original.

PRIMERA REGLA: Más que preceder, la clasificación debe seguir a

toda extracción dentaria que pueda alterar la clasificación original.

SEGUNDA REGLA: Si falta el tercer molar y no va a ser repuesto, no se le considera en la clasificación.

TERCERA REGLA: Si un tercer molar está presente y va a ser utilizado como pilar, se le considera en la clasificación.

CUARTA REGLA: Si falta un segundo molar y no va a ser repuesto, no se le considera dentro de la clasificación.

QUINTA REGLA: La zona o zonas desdentadas más posteriores siempre determinan la clasificación.

SEXTA REGLA: Las zonas desdentadas que no sean aquellas que terminan la clasificación, se señalan como modificaciones y son designadas por su número.

SEPTIMA REGLA: La extensión de la modificación no es considerada, sólo se toma en cuenta el número de zonas desdentadas adicionales.

OCTAVA REGLA: No pueden existir zonas modificadoras en la clase IV (toda otra zona desdentada posterior a la única zona bilateral que cruza la línea media, determina a la vez, la clasificación).

De tal forma, la clasificación de Kennedy, modificada por Applegate se puede sintetizar en seis clases:

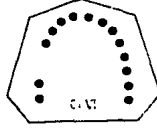
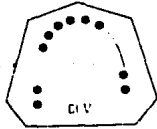
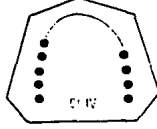
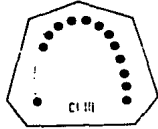
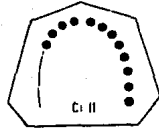
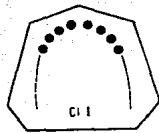
- Clase I: Edentación bilateral posterior.
- Clase II: Edentación unilateral posterior.
- Clase III: Edentación unilateral limitada anterior y posteriormente por dientes que no pueden asegurar por sí mismos la totalidad del soporte de la prótesis.

- Clase IV: Edentación bilateral anterior.
- Clase V: Edentación unilateral limitada anterior y posteriormente por dientes remanentes, pero cuyo diente remanente anterior no puede servir de soporte (ej., un incisivo lateral).
- Clase VI: Edentación unilateral limitada anterior y posteriormente por dientes que pueden asegurar por sí mismos el soporte de la prótesis.

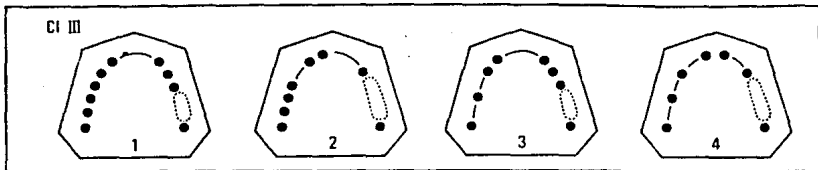
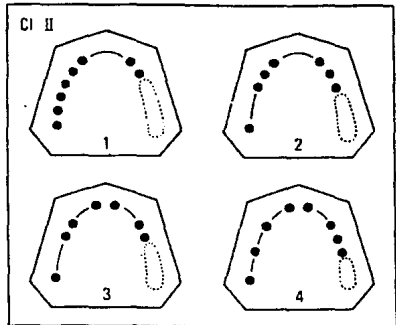
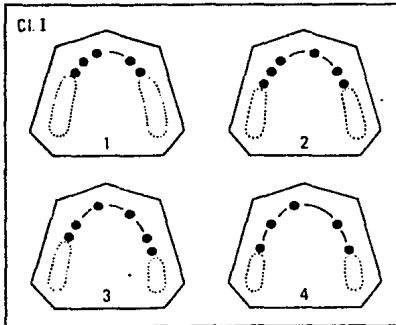
Cada clase comporta cuatro divisiones o subclases según que existan una, dos, tres, cuatro o más brechas. La única excepción la constituye la Clase IV, que no tiene subdivisiones. (fig.)

De esta clasificación destacan tres orientaciones de tratamiento:

- 1.- Las edentaciones posteriores uni o bilaterales (Clase I y Clase II) no pueden ser tratadas más que con prótesis removible que utilice simultáneamente vía de carga dentaria y mucosa.
- 2.- Las Clases III, IV y VI presentan una disposición favorable para la utilización de los dientes como único soporte, bien sea en tratamiento de prótesis removible o de prótesis fija.
- 3.- Los casos extensos de las Clases III, IV y V, para el tratamiento de los cuales se precisa apoyo mixto, dentario y mucoso, deben ser sistemáticamente estudiados.



Clasificación de las identaciones según Krysioff
 Anexo III



Subdivisiones.

2.3 COMPONENTES DE LA ESTRUCTURA METALICA.

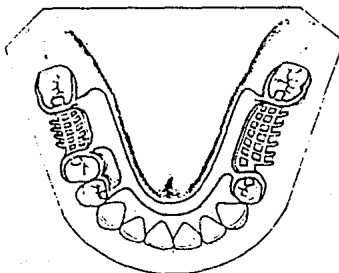
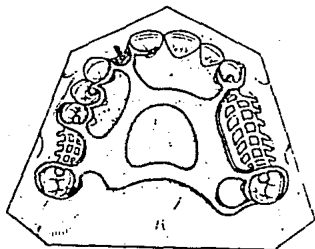
Para la elaboración de un diseño adecuado de prótesis, es necesario tener en cuenta los elementos que la componen.

Los componentes de una estructura para prótesis parcial removible se pueden enlistar de la sig. manera:

- 1.- Conectores Mayores
- 2.- Conectores Menores
- 3.- Apoyos Oclusales
- 4.- Retenedores Directos
- 5.- Retenedores Indirectos

Conectores Mayores

Un conector mayor es la unidad de la prótesis que une las partes de ésta a un lado y otro del arco dentario. Debe ser rígido para que pueda distribuir equitativamente las fuerzas aplicadas a los dientes pilares. Si se doblara, produciría lesiones en el punto de flexión. Incluso los dientes pilares podrían recibir fuerzas desiguales, que produzcan su rotación o inclinación, dañando sus estructuras de soporte.



Conectores Menores

. El conector menor es el elemento que une al conector mayor - con las otras partes de la estructura. Se extiende desde su unión amplia con el conector mayor hasta algún apoyo oclusal, o bien termina uniendo los brazos de un retenedor directo. A medida que se acerca al plano oclusal, va afinando su espesor. No debe hacer compresión sobre los tejidos adyacentes al pilar y debe salvar el margen libre gingival en la porción cervical. El contacto del conector menor con el plano guía ayudará a distribuir las - fuerzas en los dientes pilares e inmovilizará la prótesis ante la acción de los movimientos laterales.

Apoyo Oclusal

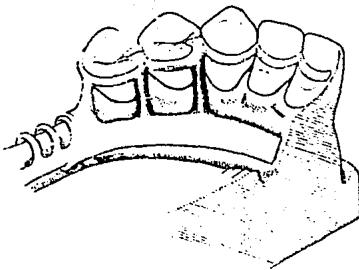
El apoyo o descanso oclusal es la unidad de la prótesis que - impide el movimiento cervical durante su inserción y durante la masticación, evitando la impactación de la estructura sobre los tejidos blandos de soporte. Ocupa el área de soporte previamente preparada sobre el diente pilar. Asimismo, mantiene los retenedores directos en su posición funcional. Cuando el apoyo se asienta en su área de soporte en posición correcta, dirige las fuerzas aplicadas en los dientes pilares hacia el eje axial, evitando así las fuerzas laterales y torsionales.

Retenedores Directos

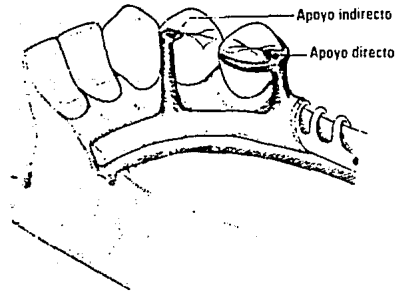
El retenedor directo tiene la función de evitar el desplazamiento oclusal de la prótesis, estabilizándola ante las fuerzas laterales y horizontales. Existen dos tipos de retenedores directos: Los Intracoronarios o Ataches de Precisión y los Extracoronarios o Ganchos.

Retenedor Indirecto

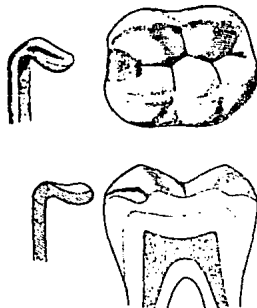
Un retenedor indirecto se emplea para resistir el levantamiento de las bases de extensión distal libre. Los principales tipos de retenedores indirectos son: El apoyo oclusal secundario, el gancho incisal, la barra lingual secundaria y la lámina lingual. El retenedor indirecto debe ubicarse lo más cercano al punto medio entre los apoyos a través de los cuales pasa el eje o fulcro y lo más alejado del sector anterior. Debe permitir la distribución axial de las fuerzas que recibe.



Concepciones.



Apoyo indirecto (fosita mesial del primer premolar).



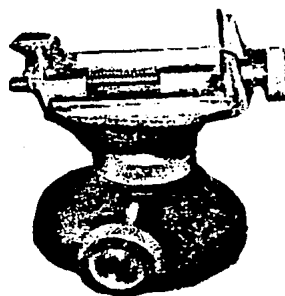
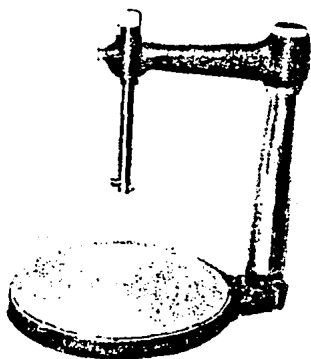
Tope oclusal en un molar.

2.4 DISEÑO DE LA ESTRUCTURA METALICA

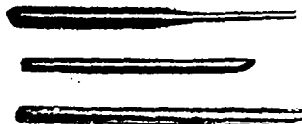
El diseño de la prótesis parcial removible es el punto crucial entre una prótesis fisiológicamente elaborada y una prótesis iatrogénica. Es por ello que en este procedimiento es indispensable analizar los modelos de estudio, no a simple vista, sino que con un instrumento de precisión diseñado especialmente para este fin.

Analizador de Modelos

El analizador o paralelizador es un instrumento que determina el paralelismo relativo de dos o más superficies dentarias o de estructuras adyacentes, en los modelos de diagnóstico o de trabajo. Consta de una plataforma horizontal, un vástago vertical, un brazo horizontal, una aguja paralelizadora y una plataforma ajustable para sostener el modelo.



Los paralelizadores más usados son el de Ney y el de Jelenko.



El paralelizador debe emplearse en el laboratorio para la confección de la estructura metálica, logrando de esta forma que los componentes de la prótesis parcial se relacionen armónicamente con los pilares y tejidos de soporte.

En cuanto al diseño, el analizador se usa prácticamente en todo el procedimiento. Se enumeran sus funciones a cont:

1. + Seleccionar la línea de inserción más favorable para la prótesis parcial.
- 2.- Ubicar las áreas retentivas en los dientes pilares, que van a ser usadas como angulos de retención para los r.directos
- 3.- Localizar las superficies paralelas o uestas que puedan servir como planos guía.
- 4.- Determinar qué retenciones tisulares o inserciones musculares requerirán corrección quirúrgica.
- 5.- Decidir la necesidad de extracciones o de reubicaciones ortodónticas.
- 6.- Permitir la inclinación que permita el máximo de estética, en los casos que requieran reemplazo de dientes anteriores.

Para el diseño de la prótesis se realizan una serie de pasos - progresivos que nos llevan al resultado final en los modelos de trabajo o Modelo maestro.

En éste podremos ubicar las diferentes partes de la prótesis - siguiendo el Código de colores más común:

ROJO: Areas que serán recontorneadas, preparadas o desgastadas

AZUL: Línea terminal de la base de resina acrílica.

CAFE: Línea terminal de los componentes metálicos.

NEGRO: Línea del ecuador, socavados en t.suave, marcas de tripodización.

III

MATERIALES

3.1 ALEACION DE COBALTO-CROMO PARA COLADOS DENTALES

Desde su introducción en 1930, las aleaciones de cromo, cobalto y níquel, han encontrado una vasta aplicación en el colado de aparatos dentales, bases para dentaduras, estructuras de prótesis parciales y en ocasiones, ciertos tipos de vuentes. También son usadas para implantes dentales y cirugía ortopédica.

Las ventajas de estas aleaciones residen en que son más livianas y poseen mejores propiedades mecánicas. Son tan resistentes a la corrosión como las aleaciones de oro y son de costo económico muy inferior a las de oro.

Las desventajas que tiene este tipo de aleación reside en la complejidad de procedimientos para confeccionar los aparatos dentales. Su elevada temperatura de fusión excluye el uso del soplete de gas-aire convencional. Debido a su extrema dureza se requiere un equipo especial de alta velocidad para limpiar, alisar y pulir la pieza después del colado.

Todos estos factores hacen poco práctica la elaboración de estas estructuras en el laboratorio de un consultorio dental, y esto hace que generalmente se confeccionen en laboratorios dentales comerciales.

COMPOSICION

La especificación número 14 de la Asociación Dental Americana estipula que las aleaciones de cromo, cobalto y níquel deben tener un mínimo de 85% en peso de estos metales, excluyendo así a las aleaciones a base de acero inoxidable. En este sistema de aleación, el cobalto es el elemento básico, de manera que existe una solución sólida de 70% de cobalto y de 30% de cromo; con pequeñas cantidades de níquel, carbón, molibdeno y otras substancias.

Las primeras variedades de este tipo de sistema de aleación se componían principalmente de cromo y cobalto. En algunos productos se usaba níquel en reemplazo de cierta cantidad de cobalto. En 1929 se introdujo la primera aleación para colados dentales con el nombre de VITALLIUM. Esta se elaboró a partir de una de las "estelitas" de Haynes, denominadas así en honor de Elwood - Haynes, quien patentó esta aleación para la industria automotriz.

En el siguiente cuadro la aleación B corresponde al VITALLIUM las aleaciones C y D son formulas más recientes, que han sido modificadas para obtener mejor resistencia y ductilidad.

Aleación	Cr	Co	Ni	Fe	Mo	W	Mn	Si	C	Al	Be
A	30	62.5	-	1	5	-	0.5	0.5	.3	-	-
B	17	-	67	-	5	-	5	.5	T	5	1
C	26	54	14	.1	4	-	.8	.6	.2	-	-
D	24	6	4	63	2.5	-	-	-	T	-	-

La aleación A es una aleación de níquel libre de VITALLIUM la cual es muy común en odontología y medicina como material de implantes.

Propiedades Químicas

En este sistema, como se mencionó antes, el cobalto es el elemento básico (70%). El cromo, por su efecto pasivo, garantiza la resistencia a la corrosión. Con otras sustancias endurece la aleación, con un 30% de cromo como máximo se obtienen las propiedades mecánicas máximas. El cobalto y níquel son intercambiables. Cuando el níquel reemplaza al cobalto, la resistencia, dureza, módulo de elasticidad y temperatura de fusión tiende a descender, mientras la ductilidad aumenta.

El molibdeno y el tungsteno son eficaces endurecedores de la aleación. Se prefiere el molibdeno porque reduce la ductilidad a su menor grado. El hierro, cobre, berilio y otros elementos en pequeñas cantidades también contribuyen al endurecimiento de una solución sólida. El manganeso y el silicio están presentes como demuradores de óxidos para evitar la oxidación de otros elementos durante la fusión. Sin embargo los desoxidantes tienden a aumentar la fragilidad de las aleaciones a base de cobalto. Aunque el berilio es un endurecedor y refinador de la estructura granular, se le añade para reducir la temperatura de fusión.

De todos los componentes, el carbono es el más crítico. Es importante el control del contenido de carbono en la aleación durante el colado, porque pequeñas variaciones ejercen un gran efecto en la resistencia, la dureza y la ductilidad de la aleación. La precipitación de carburo es un factor muy importante en el fortalecimiento de estas aleaciones, pero un exceso origina una gran fragilidad.

Es muy difícil regular el contenido de carbono, tanto durante su fabricación como en los procedimientos de colado. Al usar llama de oxiacetileno carburizante y al hacer soldadura de arco se agrega carbono durante la fundición.

MICROESTRUCTURAS

En la aleación de cobalto-cromo, el límite de formación de carburos puede ser continua o discontinua. En la formación discontinua es nodular o laminar. La mayor temperatura de fusión y el enfriamiento rápido hacen más probable la formación discontinua de carburo. Desafortunadamente, una alta temperatura de fusión -

provoca la reacción entre la aleación y el molde produciendo - de esta forma, el deterioro de la textura de la superficie del colado.

Los carburos proporcionan una interferencia de deslizamiento y así incrementan las propiedades de resistencia y reducen la ductilidad de la aleación, en especial cuando la precipitación de los carburos es continua.

. PROPIEDADES FISICAS

La resistencia a la tracción de las aleaciones de cobalto - cromo puede ser mayor a los 700 MPa (100 000 psi). El módulo elástico es de uno 225×10^3 MPa (33×10^6 psi). La elongación porcentual puede variar de menos de 1% hasta más de 12% según la composición, el régimen de enfriamiento y, lo que es más importante, las temperaturas de fusión y del molde.

La baja ductilidad es quizá la mayor deficiencia en colados de prótesis removibles; el incremento de la temperatura de fusión incrementará la ductilidad. Pero originará una superficie rugosa sobre el colado.

La combinación más deseable de propiedades mecánicas es la que presentan las aleaciones que se enfrían durante la aplicación del revestimiento, en vez de hacerlo en las aleaciones seguidas de tratamiento calorífico.

La temperatura de fusión de las aleaciones Cr-Co-Ni es mucho más elevada que en las aleaciones de oro tipo IV para colados, - (mínimo de 870°C o 1600°F). La especificación número 14 de la - Asociación Dental Americana divide a las aleaciones en dos - grandes grupos según la temperatura de fusión, la cual se define como temperatura 'liquidus'.

Aleaciones tipo I (alta fusión) tienen una temperatura liquidus mayor de 1300°C (2372°F).

Aleaciones tipo II (baja fusión) Su temperatura de fusión máxima es de 1 300°C.

Las aleaciones que contienen cobalto descritas en el cuadro tienen temperaturas de fusión en el intervalo de 1 400-1 500°C (2 252-2732°F), como las que tienen casi todas las aleaciones de metal base de cobalto para prótesis parciales.

Estas aleaciones no se funden con el soplete de gas-aire. Se utiliza el soplete de oxígeno-acetileno. Como la acción carbonizante de la flama de oxígeno puede producir carbono en la aleación, dando como resultado un cambio en la microestructura y en las propiedades mecánicas, se debe regular la proporción de los dos gases, la longitud de la flama y la distancia de la punta del soplete a la aleación.

Su densidad se encuentra entre 8 y 9 g/cm³, valor inferior a la mitad del de las aleaciones de oro. Son más duras que las aleaciones de oro, aunque las últimas estén endurecidas. En los procesos de terminación dental, se necesitan herramientas de dureza especial y equipo de alta velocidad para cortar, alisar o recortar estas aleaciones. El porcentaje de elongación es parecido al que tiene la aleación de oro tipo IV sometida a tratamiento endurecedor. Según la especificación número 14 de la A.D.A. establece que el valor mínimo del porcentaje de elongaciones es de 1.5%.

El módulo de elasticidad de estas aleaciones es mayor que el de las aleaciones de oro, aproximadamente el doble que las A. de oro tipo IV.

Estos aparatos son más rígidos que los confeccionados en oro, reduciendo de esta forma su peso. De igual manera, se requiere de menor socavado para el brazo retentivo del gancho.

Contracción de colado: Durante la solidificación se produce -

una contracción de colado. Debido a sus temperaturas de fusión más elevadas, la contracción de colado de las estelitas dentales es mayor que la de las aleaciones de oro tipo IV. El valor para la aleación de cobalto-cromo es de 2.3%.

Propiedades mecánicas de las aleaciones para prótesis parciales

Aleación	Rendimiento de resistencia MPa (psi × 10 ³)	Resistencia a la tracción MPa (psi × 10 ³)	Elongación %	Dureza VHN	Módulo de elasticidad MPa × 315 (psi × 10 ³)
A (Co-Cr)*	710 (103)	870 (126)	1.6	432	225.5 (32.4)
B (Ni-Cr)*	690 (100)	800 (116)	5.8	300	182 (26.4)
C (Co-Cr-Ni)*	470 (68)	685 (99)	8	264	198 (28.7)
D (Fe-Cr)*	705 (102)	841 (122)	9	309	202 (29.3)
Aleación de oro tipo IV†	495 (71.5)	776 (112.5)	7	264	90 (13)

* Enfriamiento asentado en el revestimiento después del colado.

† Endurecimiento con el tiempo.

A, B, C, y D, de Morris, Asgar, Rowe y Nasletti: J. Prosthet Dent 41:388, 1979.

3.2 REVESTIMIENTO CON AGLUTINANTE DE SILICE

Para las aleaciones de alto punto de fusión, como lo es la de cobalto-cromc, se emplea generalmente un revestimiento que contiene plover de cuarzo aglutinado con silicato de etilo o de sodio. El aglutinante es un gel de sílice. Pueden usarse varios métodos para producir los aglutinantes de sílice o de gel de ácido silícico. En otro sistema para elaborar el aglutinante interviene el silicato de etilo. Primero se forma un ácido silícico coloidal con silicato de etilo hidrolizado en presencia de ácido clorhídrico, alcohol etílico y agua. En su forma más simple, la reacción se expresa:

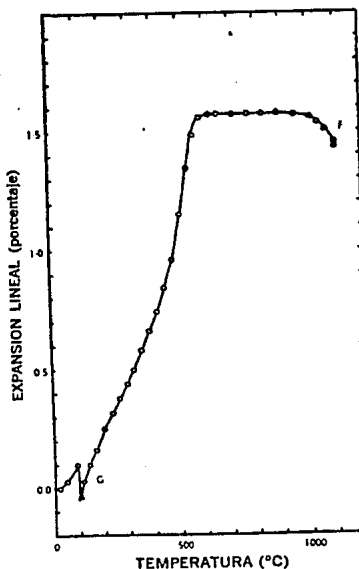


Como en realidad se usa una forma polimerizada de silicato de etilo, se presume que se forma un sol coloidal de ácidos polisilícicos. Después, el sol se mezcla con cuarzo o cristobalita, a la cual se agrega una pequeña cantidad de óxido de magnesio finamente pulverizado para alcalinizar la mezcla. Entonces se forma un gel de ácido polisilícico, acompañado de una contracción de fraguado. Este gel blando es secado a una temperatura inferior a 168°C (334°F). Durante dicho secado el gel pierde alcohol y agua formando un gel duro y concentrado. Como es previsible, el secado va acompañado de una contracción volumétrica que reduce el tamaño del molde. Esta contracción se denomina "contracción en crudo" y se produce además de la contracción de fraguado.

El proceso de gelación es lento y requiere tiempo. Para producir el gel de sílice se puede recurrir a otra técnica más rápida. A la solución de silicato de etilo se añaden ciertos tipos de aminas de manera que la hidrólisis y la gelación se produz-

can simultáneamente. Con un revestimiento de este tipo, el agrandamiento del molde antes del colado, debe compensar no sólo la contracción de colado del metal, sino también la "contracción en crudo" y la contracción de fraguado del revestimiento.

En la figura se aprecia que la expansión térmica de este revestimiento es bastante considerable, porque tanto el elemento aglutinante como el refractario son formas de sílice que se invierten durante el calentamiento. La 'contracción en crudo' se encuentra en G, y en F se indica una tercera contracción.



Expansion térmica de un revestimiento unido con sílice. En G se observa la "contracción en crudo", y en F, la contracción de calentamiento. (De Earnshaw, Brit. Dent. J., agosto 7, 1956.)

Esta contracción se produce a la temperatura en que el gel de ácido polisilícico se transforma en sílice (por arriba de 675°C). Por lo general, al calentar el molde a más de 700 a 800°C , no se gana mucha temperatura a la que se obtiene la suficiente com

pensación del molde para la mayor parte de los aparatos dentales. Los revestimientos con aglutinante de sílice, por ser más refractarios que los revestimientos con aglutinante de fosfato, pueden tolerar una combustión o temperatura de colado y molde más alta. Cuando van a colarse aleaciones que contienen cromo con alto punto de fusión, suelen recomendarse temperaturas de 1 090 a - 1 180°C (2 000 a 2 150°F).

3.3 MATERIAL DE DUPLICACION DE HIDROCOLOIDE REVERSIBLE

Los hidrocoloides reversibles son un importante material que interviene en una fase determinante de la elaboración de un co lado de cobalto-cromo. Por la exactitud que estos materiales poseen y por otras características ventajosas (costo económico muy bajo y la posibilidad de poder ser reciclado, entre otras), este tipo de compuestos son ampliamente usados en la DUPLICACION - del modelo maestro, analizado y bloqueado, como se explicara más adelante.

Estado Coloidal

Los coloides suelen clasificarse como el cuarto estado de la materia, presentan una distribución de particulas similar a la - de la solución de azúcar en agua. Las moléculas de azúcar (o solu to) se dispersan uniformemente en el agua (solvente). Hay atrac ción entre ellas y las primeras se difunden a discreción.

Si las partículas son grandes (visibles al microscopio), el sistema se llama suspensión o emulsión. Las suspensiones son sólidos distribuidos en líquidos y las emulsiones son líquidos distribu idos en líquidos. Estas partículas suspendidas no se difunden con facilidad y tienden a depositarse en el medio, salvo que se - recurra a algún tipo de unión para mantener la suspensión o emulsión.

Algunos coloides se componen de partículas cuyo tamaño se consi dera molecular; por lo general, se considera que los tamaños de las partículas coloides varían entre 1 y 200 nanómetros.

El coloide y la suspensión tienen dos fases, la fase dispersa o partícula dispersa y la fase de dispersión o medio de disper sión. Las partículas de la fase dispersa se componen de moléculas que se mantienen juntas por fuerzas primarias o secunda rias. Con frecuencia, la atracción molecular es resultado de -

dipolos. Además del tamaño de la partícula, factores comunes a cualquier sistema de dos fases (energía superficial, carga superficial y "humedad") determinarán la estabilidad del coloide.

Tipos de coloides

Con excepción del estado gaseoso (dos gases), el sol coloidal se puede componer de combinaciones de cualquier estado de la materia; por ejemplo, líquido o sólido en aire (aerosol; gas, líquidos o sólidos en líquidos (lios); gas, líquido o sólido en sólido. Todos los coloides se denominan soles, no solo aquello en los cuales el medio de dispersión es un líquido. Como los materiales - hidocoloides para impresión son sólidos suspendidos en líquidos, se llaman soles liófilos (afinidad por los líquidos). Por lo general, los coloides orgánicos son liófilos en tanto que las - dispersiones metálicas tienden a ser liófbas.

Si se disuelve gelatina o agar en agua, las partículas atraen las moléculas de agua y aumentan de tamaño, formando así un HI-DROCOLOIDE.

Geles

Si la concentración de la fase dispersa en el hidocoloide es la adecuada, el sol se transforma en un material semisólido, conocido como gel, cuando la temperatura desciende. La temperatura en que se produce este cambio se llama temperatura de gelación. Un sol de gelatina se gelifica a temperaturas entre 18 y 20°C (65 a 68°F). La fase dispersa se aglomera para formar cadenas o fibrillas (micelas). El sol de agar gelifica a una temperatura algo más elevada, de 37°C (99°F).

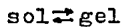
Las fibrillas se ramifican y entrecruzan para formar una red. El medio de dispersión permanece en los intersticios entre las fibrillas por atracción capilar o adhesión.

En el caso de la gelatina o agar, las fibrillas se mantienen juntas por fuerzas moleculares secundarias.

HIDROCOLOIDES REVERSIBLES

La gelación de un hidrocoloide es, en cierto sentido, un proceso de solidificación. La energía interna del gel es menor que la del sol. Por otra parte, a diferencia del hielo, el gel hidrocoloide nos vuelve a transformar en sol a la misma temperatura que solidifica. Para que recupere su estado de sol, el gel debe calentarse a una temperatura más elevada, conocida como temperatura de licuefacción. La diferencia entre la temperatura de gelación y la temperatura de licuefacción se denomina histéresis.

Sin embargo, el proceso es reversible porque la gelatina puede gelificarse a la temperatura de gelación y llevarse a la temperatura de licuefacción. Es por esto que a se le denomina hidrocólido reversible. La reacción se expresa como:



El cambio de sol a gel y viceversa, es un efecto esencialmente físico inducido por un cambio de temperatura. El fenómeno de histéresis es el que hace posible usar agar como base en el material dental para impresiones. En la práctica, estos materiales basados en el agar, se conocen simplemente como hidrocólidos.

IV PROCEDIMIENTOS DE LABORATORIO.

Como se ha podido apreciar en los capítulos anteriores, los materiales que intervienen en la elaboración de armazones de cobalto-cromo, poseen para su manejo condiciones muy específicas, que cualquier modificación o variante puede dar como resultado un colado que no reúna las cualidades que son propias de este tipo de aleación.

Cualquier manipulación que no siga las indicaciones del fabricante del material dental que se esté usando, afectará negativamente en las especificaciones que debe reunir dicho material. Así mismo, las técnicas de laboratorio que no se sustenten en los procedimientos aceptados por Asociaciones dentales Internacionales, como lo es la Asociación Dental Americana y la Asociación Dental Mexicana, tendrán como consecuencia la falla mecánica, física y/o química de la prótesis, constituyendo un agente potencialmente lesivo para la salud bucal y general del paciente parcialmente edentado.

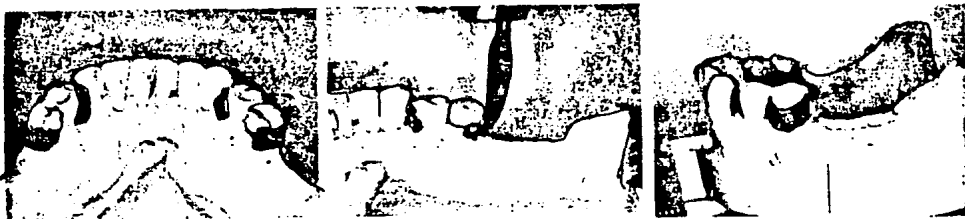
En general, los materiales dentales han pasado por estrictas normas de calidad a través de los años obteniendo, cada vez, mejoras en sus propiedades. Se insiste en que la mejor forma de manejarlos es según las especificaciones de la casa fabricante.

En este capítulo se describirán los procedimientos de laboratorio aceptados para la elaboración de estructuras o armazones metálicos, para prótesis parcial removible, confeccionadas con la aleación de Cobalto-cromo. También se mencionarán las soluciones a los problemas más frecuentes durante estos procedimientos de laboratorio.

4.1. PREPARACION DEL MODELO MAESTRO PARA SU DUPLICACION

Una vez que se ha decidido el diseño de la armazón metálica y de todos sus elementos, es necesario preparar el modelo maestro para su duplicación .

Se deben encerar todas las áreas retentivas de los dientes remanentes, con excepción de las que van a emplearse para la retención. Esta operación se puede llevar a cabo con exactitud con el recortador de cera adaptado al paralelómetro. El modelo se debe de colocar con la misma inclinación utilizada para el primer análisis efectuado. De esta manera se asegura que la cera se encuentra paralela a la vía de inserción de la dentadura. Se procede entonces a practicar los rebordes en cera hasta el contorno inferior de los brazos de los ganchos.



La superficie del modelo que se encuentra por debajo de las sillitas se debe cubrir con cera calibrada o "aliviar" para que el armazón del vaciado se eleve lo suficiente en estas áreas para que la resina acrílica fluya alrededor del metal. En el caso de las prótesis con extensión distal, se deben practicar orificios en la cera para crear toques metálicos que impidan el desplazamiento del armazón durante el empaqueo de la resina acrílica.



3.-Se fija el modelo en la base de la mufla y se cierra,verifican-
do que selle bien para evitar que se escape el hidrocoloide.
Se coloca el anillo en el cuerpo del recipiente (este sirve como
reservorio de hidrocoloide para compensar la contracción de en-
fiamiento)(fig 6-5).

4.-Antes de vaciar el material de duplicación dentro de la mu-
fla,se debe verificar la temperatura de este.La forma de calen-
tarlo es en baño maria durante aproximadamente 1 hora,después
se retira de la fuente de calor y se deja enfriar hasta que al-
canze una temperatura de 60°C . En este momento el hidrocoloide
se encuentra en estado liquido y se procede al vaciado en la -
mufla.fig 6-5.



fig.6-5

Mufla en el momento del vaciado del hidrocoloide.

5.- Se procede a enfriar lentamente la mufla de la sig.manera:
Se coloca en una cubeta de agua fría corriente la cual debe con-
tactar solo con la base de la mufla.El anillo reservorio aporta
el material adicional necesario para compensar la contracción.
Se deja la mufla en agua durante 45 min. para que se enfríe to-
talmente.El agua no debe estar helada,porque esto provoca dis-
torciones

6.-Se invierte la mufla,se le quita el anillo reservorio y sua

Toda superficie retentiva que no entre en contacto con el diseño deberá encerarse para evitar distorsiones durante la obtención del duplicado.

El modelo maestro se debe sumergir bien en agua clara de escayola. (Si se sumergiera en agua de tubería, esta atacaría al yeso provocando cambios dimensionales). Lo común es que permanezca un mínimo de 30 min. Otra forma de hacerlo es colocando el modelo de canto sobre el agua y a medida que se va mojando cambia de color y cuando ha cambiado de color todo el modelo, sabemos que está bien impregnado de agua (fig 6-3).

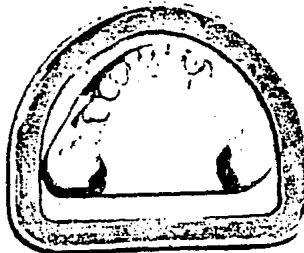


fig. 6-3 A) A medida que los modelos se van mojando, las partes húmedas van adquiriendo un color ligeramente más oscuro. B) Cuando todo el modelo está mojado, presentará un color más oscuro, lo que indica que se ha impregnado de agua en todo su espesor.

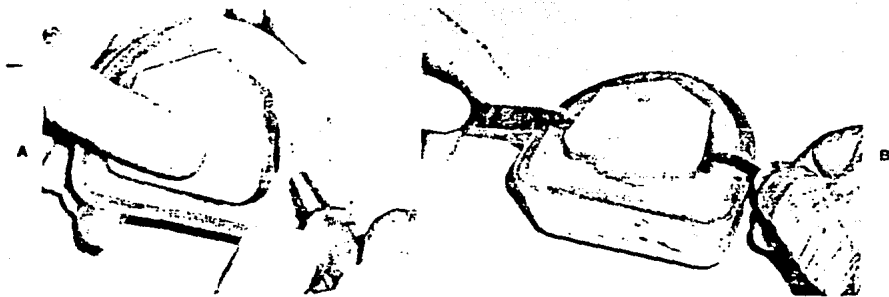
4.2. DUPLICACION DEL MODELO MAESTRO

1.- El modelo maestro debe estar completamente impregnado en agua.

2.- Se coloca el modelo en la base de la mufla duplicadora para verificar que quepa el material de duplicación. Este debe medir un mínimo de 7 mm. en todas las direcciones. Si no hay suficiente espacio se recortará el modelo. (fig 6-4)



vemente se gira y se separa la base de la mufla y con unas cuchillas adaptadas se retira con cuidado el modelo (fig.6-6)



f. 6-6 A) Se aplica un chorro de aire para aflojar y separar el modelo del molde. B) Se separa el modelo de la mufla con cuchillos.

En este momento, el negativo de hidrocoloide está listo para recibir el revestimiento.

REVESTIMIENTO PARA LA DUPLICACION

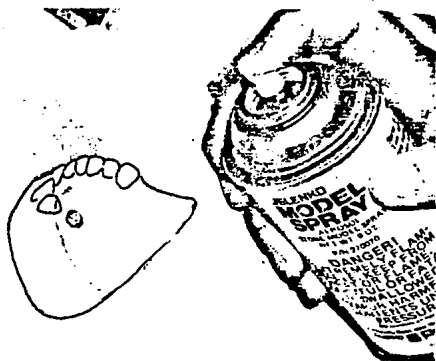
Se debe emplear un revestimiento aglutinado con sílice de buena calidad. Se debe preparar según las indicaciones del fabricante y emplear las medidas precisas.

1.-El espatulado se realiza a mano y se utiliza vibración mecánica. Se coloca en pequeñas porciones en las partes importantes del molde, hasta que se llena completamente. No es bueno dejar que el revestimiento se escurra por los bordes ya que esto provoca distorsión.

2.- Se deja que el revestimiento frague cuando menos 30 min. y se extrae todo el cuerpo del hidrocoloide de la mufla.

3.-Una vez fuera, se secciona el hidrocoloide, cuidando no dañar el modelo refractario, hasta que se recupera totalmente. El hidrocoloide se puede guardar en un recipiente cerrado para su reutilización.

— Para el procedimiento de pulverización del modelo, éste se seca con un chorro suave de aire y se pulveriza con dos capas de espray de modelos:



4.3. MODELO REFRACTARIO

El modelo refractario requiere un tratamiento para que sus superficies sean mas resistentes y mas adherentes. Esto es debido a que el revestimiento es muy fragil. Si no se le aplican estos procedimientos, corre el riesgo de ser abrasionado por la manipulación.

Los metodos mas recientes consisten en la aplicación de Espray de modelos como el JELENKO y el método tradicional emplea cera.

Para ambos metodos es necesario que los modelos se introduzcan en una estufa de secado a una temperatura entre 82 y 93^oC durante un periodo de 2 ó 3 horas

Metodo de Espray: Después de haber permanecido los modelos en el horno de secado, se les aplica espray mientras aún están calientes. Es esencial aplicar dos capas finas y uniformes. Dejando secar 2 o 3 min. para el secado entre cada aplicación.

Se dejan secar, los modelos estan listos para el encerado del arazón de la protesis removible.

Metodo de la Cera: Después de sacar los modelos de la estufa de secado, se introducen en un recipiente con cera caliente (138 a 149°C) Al cabo de unos segundos, la cera comenzará a formar espuma; a partir de este momento, el modelo debe permanecer en el recipiente durante 15 seg. Se extrae el modelo de la cera y se deja que escurra el excedente sobre un papel absorbente.

El modelo refractario está listo para el encerado de la estructura.

4.4 TRANSFERENCIA DEL DISEÑO

Se puede transferir el contorno del diseño al modelo refractario con bastante exactitud, pues los alivios, el marcaje y los bloqueos pueden verse fácilmente. Esto se puede llevar a cabo sin la ayuda del paralelizador y no implica ningún riesgo. Es importante que al dibujar en el modelo refractario se utilice siempre un lápiz de cera, nunca de grafito. Generalmente se opta por el color marrón. La transferencia debe ser idéntica al diseño original, de esta forma se evitan espacios muertos.

ENCERADO DE LA ESTRUCTURA

El encerado debe seguir los contornos de la transferencia, empleando siempre la cera del calibre adecuado para cada componente. Se pueden adquirir plantillas de cera y de plástico de una gran variedad de formas, tamaños y grosores.

Hay láminas de cera calibradas con fondo adhesivo en diversos colores. Las láminas verdes no adhesivas y las amarillas adhesivas son ceras blandas, mientras que la rosa es más dura. Las láminas de plástico calibradas se comercializan con superficie lisa o superficie punteada. Generalmente es más sencillo hacer placas delgadas con cera que con plástico. El plástico requiere mayor

4.5 REVESTIMIENTO DEL PATRON.

Para el revestido del patrón es necesario que el modelo se monte sobre un conformador. Estos se rodean por un cilindro para revestimiento del tamaño adecuado. El cilindro debe recubrirse con una doble capa de sustituto de asbesto (Flask Liner) para permitir la máxima expansión del revestimiento.

Para lograr una expansión uniforme, el revestimiento se mezcla en las mismas proporciones usadas para el modelo. El cilindro debe estar firmemente unido al cilindro. Estando colocados sobre el vibrador, se debe agregar el revestimiento. La vibración debe ser continua.



A) Con el cilindro y el formador de crisol sobre el vibrador, se vierte el revestimiento sobre el modelo. B) Se utiliza una ligera vibración para vibrar lentamente la mezcla de revestimiento hasta llenar el cilindro. Se deja fraguar el revestimiento.

La consolidación completa se logra de esta manera, aumentando así la resistencia a la fractura. Se deja fraguar el revestimiento cuando menos 1 hora. Se rota suavemente el conformador y se separa del cilindro de colado.

Con un cuchillo se aplana el extremo del revestimiento contrario al formador y se deja al mismo nivel que el cilindro metálico. Esto es necesario para que asiente uniformemente en la máquina de colado. Con carmín de joyero se hace algún tipo de identificación en el revestimiento del cilindro. Esta marca permanece durante el colado y diferencia un colado de otro si se introducen al horno varios cilindros a la vez.

Problemas con el revestido

Los principales problemas que plantea el proceso de revestimiento están relacionados con el empleo de una proporción de agua y polvo inadecuadas para el revestimiento, uso de revestimiento inapropiado, la espatulación al vacío de los revestimientos externos y el atrapamiento de aire al añadir el revestimiento.

Problema	Causa Probable	Solución
El colado no asienta en el modelo.	Se usó una proporción inadecuada de polvo-liquido.	Emplear la proporción recomendada por el fabricante.
	Se usó un revestimiento inadecuado.	Seleccionar el revestimiento compatible con la aleación usada.
	Procedimiento de bloqueo inadecuado	Usar paralelizador para bloquear zonas retentivas indeseables
El metal no ha colado.	Se ha espatulado el revestimiento al vacío.	No espatular al vacío el revestimiento externo.
El colado presenta diversos nódulos y rebabas.	Quedó aire atrapado junto al patrón y el revestimiento.	Revestir con cuidado para reducir al mínimo los defectos.
	No se usó un reductor de la tensión superficial en el patrón de cera.	Aplicar un agente reductor de la tensión superficial (Ti-Sol) al patrón.

4.6 DESENCERADO

El calentamiento inicial del cilindro para colados debe ser gradual para permitir la completa volatilización de la cera y evitar que se fracture el revestimiento. El horno debe llegar a 200-450°C en aproximadamente una hora, durante esta fase del calentamiento, se debe mantener abierto el compartimiento del horno para permitir la dispersión del alcohol etílico sin peligro de explosión (para revestimientos aglutinados con sílice).

El calentamiento final se debe llevar a cabo con el horno cerrado y la temperatura se eleva hasta los 800 y 1000°C de acuerdo a las instrucciones del fabricante de la aleación.

Debido al alto punto de fusión de la aleación y asimismo lograr una fusión rápida, es aconsejable precalentar el crisol de la centrifuga en el horno junto con el cilindro. Esto reduce la posibilidad de fractura del crisol y permite que la aleación se funda con mayor rapidez.

4.7 TECNICA DE VACIADO

Se debe de emplear un aparato de centrifuga para el vaciado, y debe proporcionar una alta fuerza inicial a la aleación fundida. El soplete que se utiliza es el de oxígeno-acetileno, se pueden usar también medios eléctricos, sin embargo por su alto costo económico casi no se usan.

Existen tres tipos de flama que se pueden producir con un soplete oxiacetilénico: oxidante, carburante y neutra (). La flama oxidante tiene conos interiores cortos y puntiagudos que surgen de los multipromulsores del soplete con un sonido áspero, presenta un cono azulado de forma definida y una envoltura interior azul comparativamente pequeña.

-La flama carburante tiene conos interiores más largos, blancos

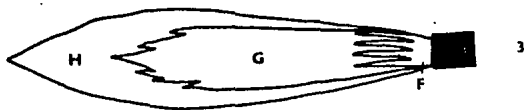
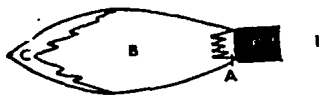
y más redondeados, una lengüeta carburante de color verde pálido que tiene un contorno no diferenciado y una gran envoltura cuyo azul es menos intenso que el de la flama oxidante.

- La flama neutra presenta conos interiores blancos y redondeados más pequeños que los de la flama carburante y un cono casi incoloro. Tanto la flama carburante como la neutra son mayores que la oxidante, aparte de ser mucho más silenciosas.

Los diferentes tipos de flama se pueden obtener alterando las proporciones de oxígeno y de acetileno. La ecuación para la combustión completa del acetileno es la siguiente:



De esta forma, la combustión completa de un volumen de acetileno, requiere de dos volúmenes y medio de oxígeno. Esto da como resultado una flama neutra, que es la que debe utilizarse. Los mejores resultados obtenidos en el producto tras el vacia-



1. Flama oxidante: (A) conos interiores multipropulsores cortos y puntiagudos; (B) cono azulado de forma definida; (C) envoltura exterior pequeña y azul. 2. Flama neutra: (D) conos interiores multipropulsores blancos y redondeados; (E) casi incoloro. 3. Flama carburante: (F) conos interiores multipropulsores blancos, ligeramente redondos y largos, pero no muy diferenciados; (G) pluma carburante verde-blanca con contorno irregular y no preciso; (H) gran envoltura exterior de azul menos intenso que el de la flama oxidante.

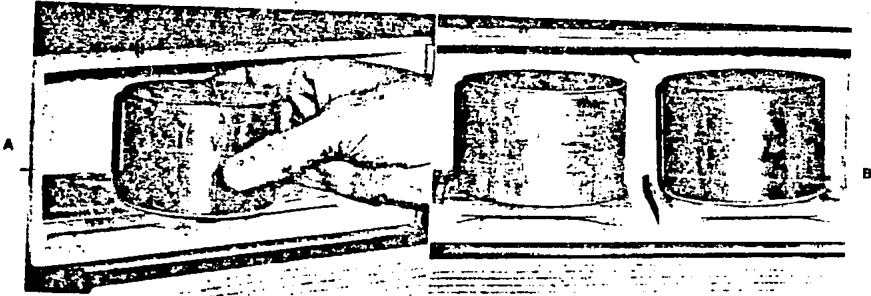
do, se logran con una flama neutra que se mantiene a una distancia de 10 cm entre el frente de la boquilla del soplete y la base del crisol. Bajo estas indicaciones, las piezas obtenidas con el vaciado presentan una estructura semejante a la de los lingotes originiales y se encuentran exentos de porosidades. En cambio, a una distancia de 5 cm. la porosidad resulta excesiva.

La tendencia que presenta la flama neutra, al tomar el oxígeno también del medio ambiente, es la de volverse oxidante. Esta tendencia se puede evitar si la operación se inicia con una flama ligeramente carburante.

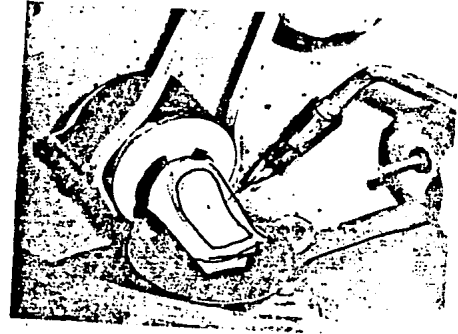
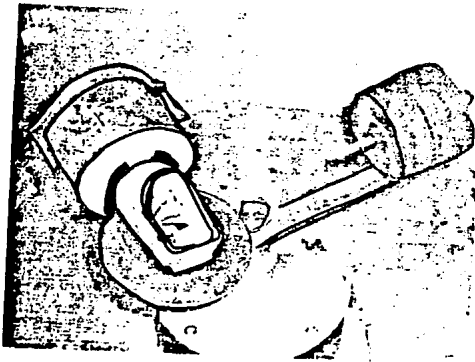
La manera mas sencilla de lograr la flama adecuada es seguir las especificaciones de presión que recomienda el fabricante del soplete para los diferentes tipos de boquilla. Las presiones que usualmente se recomiendan son 3.5 N/cm^2 de acetileno y $7-10 \text{ N/cm}^2$ de oxígeno.

La fusión de la aleación debera realizarse rapidamente para reducir la oxidación y para evitar el sobrecalentamiento. No se debe emplear una cantidad excesiva de aleación y el vaciado se llevará a cabo tan pronto como se funda la aleación. Los lingotes de cobalto-cromo cuando se encuentran fundidos registran un leve 'colapso' es su forma. Este es el momento ideal para el vaciado.

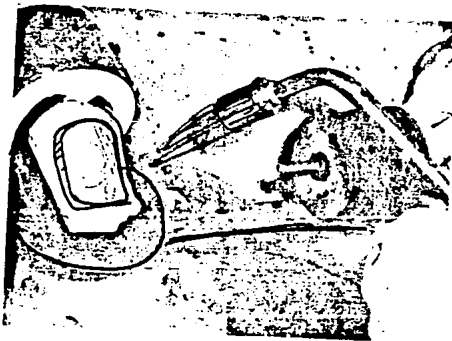
Para la operación del vaciado se recomienda que un operador prepare la flama, cuando ésta sea satisfactoria, un compañero debera extraer el cilindro de colado del horno y colocarlo en posición dentro del aparato de centrifuga; previamente habiendo colocado el crisol en su posición ya precalentado. El operador del soplete colocará la aleación en el crisol e inicia la fusión con la llama adecuada. Una vez que la aleación se haya fundido, deberá soltarse el aparato y terminarse el vaciado.



A) Se introduce el cilindro en el horno frío con el orificio del jito hacia abajo. B) El cilindro no toca las paredes del horno ni otros cilindros.



Se coloca el cilindro en la máquina de colado cuando el metal está limpio y líquido.



Sin desplazar la llama, se pone en marcha máquina de colado.

En esta fase del procedimiento, los operadores deberán usar lentes protectores a la luz intensa y guantes especiales que aislen del calor y no sean inflamables.

4.8 LIMPIEZA Y TERMINADO DEL METAL.

El caso de vaciado se debe dejar enfriar al medio ambiente y por ningún motivo se debe de sumergir en agua para lograr su enfriamiento, porque esto provocaría una contracción drástica en el metal. Una vez que se ha enfriado, la pieza vaciada se retira del revestimiento. Se le hace pasar por el arenador o 'sandblaster' para eliminar todo el material de revestimiento adherido.

Los cueles se deben cortar con discos de diamante o de carburo a buna velocidad de 10,000 rpm. como mínimo. Se recomienda que los cueles se retiren en presencia de agua, para reducir el calentamiento y para evitar el rápido desgaste de los discos.

Para eliminar cualquier rebaba o aspereza de la estructura, así como las bases de los cueles, se utilizan pedras de alúmina que preferentemente se usarán en un motor de banco de alta velocidad. Es necesario que durante toda la operación de terminado, el operador utilice protección para los ojos y una maskarilla para evitar la inhalación de pequeñas partículas metálicas.

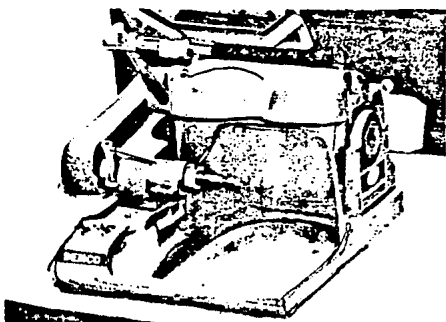
El terminado final se la superficie pulida se inicia con pie-dras cilíndricas, cónicas y redondas de aproximadamente 0.5 de diametro. Estas se usarán en el motor de alta velocidad, tenien-do mucha precaución de que siempre se encuentren bien coloca-das dentro del aparato.

El pulido continúa con discos de caucho ásperos montados sobre un mandril. Es importante evitar el sobrecalentamiento de la misma forma usada para la remoción de los cueles. Posteriormente se utilizan discos de caucho finos para borrar los ra-

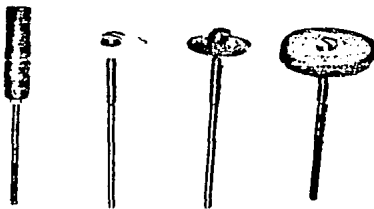
yones y asperezas dejadas por los instrumentos anteriores. Se usan tiras de esmeril fino montadas en el mandril para retocar la estructura.

El pulido final y abrillantado se llevará a cabo en un motor de pulido dental de tipo ordinario con trozos de fieltro y pasta tripoli para pulir. El último agente pulidor será el óxido de cromo. La superficie no debe presentar asperezas en su superficie. Si esto sucediera es necesario volver a repetir las fases del pulido, hasta obtener un brillo intenso y una superficie completamente lisa.

La estructura protésica está lista para probarse en el modelo maestro.



Torno de alta velocidad utilizado para pulir los colados de cromo-cobalto.



Ruedas abrasivas de goma, ruedas en filo de cuchillo y puntas utilizadas para el oro y el cromo-cobalto. Se usan ruedas de gomas, impregnadas con piedra-pómez para el oro y con carborundo para el cromo-cobalto.

V PRUEBA DE LA ESTRUCTURA METALICA EN BOCA.

La prueba de la estructura metálica terminada constituye una etapa importante en la verificación de la calidad del trabajo en el laboratorio.

El control se realiza en base a los siguientes procedimientos:

- examen del colado
- control de la adaptación a las estructuras dentarias y osteo-mucosas
- control de fuerzas que se ejercen durante la inserción;
- control de las relaciones de oclusión.

5.1 EXAMEN DEL COLADO

Es preciso examinar la estructura metálica desde el momento de recibirla. La adaptación en el modelo maestro debe ser perfecta y este no debe presentar huellas de manipulación excesiva.

Se deben revisar las partes que entran en contacto con las estructuras bucales para detectar si existen:

- bordes cortantes, que deberán ser corregidos y pulidos.
- Nódulos metálicos pequeños debidos a microporosidades del revestimiento.
- Espacios donde se pierda la continuidad en la superficie del metal, ocasionados por incorporación de burbujas en su colado, verificar bien en ganchos y retenedores.

En la superficie de la estructura metálica no debe existir ninguna porosidad y debe estar perfectamente pulida.

CONTROL DE LA ADAPTACION

La estructura debe insertarse siguiendo el eje previamente seleccionado. Los elementos que entren en contacto con las superficies dentarias deben adaptarse perfectamente, sin separaciones. Toda compresión que provoque isquemia en la fibromucosa, debe eli

minarse mediante retoques con piedras abrasivas en la superficie interna de la prótesis.

Si la inserción de la prótesis resulta difícil en boca y el defecto de adaptación es evidente, ha existido un error en la manipulación de los materiales para su elaboración.

Se pueden mencionar las siguientes causas:

- Impresiones incorrectas
- Procedimiento de laboratorio mal realizado
- Modificación de las estructuras dentarias entre la impresión y la prueba de la estructura.

Estos problemas hacen necesaria la confección de una nueva estructura metálica a partir de otra impresión para el modelo maestro.

5.2 CONTROL DE LA FUERZA DE INSERCIÓN.

La inserción de la estructura precisa de una fuerza moderada, esto lo va a dar:

- la fricción ejercida sobre la superficie de los dientes por los elementos rígidos de la prótesis (barras coronarias, conectores);
- Las fuerzas desarrolladas por los brazos elásticos de los retenedores.

Se deben detectar estas áreas de fricción para aliviarlas por retoque con elementos abrasivos. El procedimiento es sencillo y se describe a continuación.

Con un revelador coloreado, se debe pincelar todas las partes rígidas de la prótesis que entren en contacto con los dientes, se inserta la estructura y, seguidamente, se retira. Las zonas brillantes en donde el colorante ha desaparecido, revelan zonas de fricción que deberán ser retocadas (aliviadas). En ocasiones -

son necesarios varios retoques sucesivos. Precaución: No se debe realizar esta operación sin la ayuda de un colorante revelador diseñado para estos fines, puesto que se corre el riesgo de crear espacios muertos entre la armazón y las estructuras dentarias, - que se convirtieran en zonas de retención de comida.

-
Durante la inserción de la armadura, los brazos elásticos de los retenedores deben enlazarse sin "chasquidos" y una vez colocados no deben ejercer ninguna fuerza sobre el diente. Si existe alguna presión excesiva de algún brazo retentivo, esta deberá ser aliviada; con frecuencia, el simple pulido con una punta abrasiva de la cara interna del brazo activo, es suficiente para corregir este problema.

5.3 CONTROL DE LA OCLUSION.

La armadura no debe crear interferencias oclusales. Debe eliminarse cualquier contacto indeseable retocando la estructura, cuidando que no quede comprometida su solidez estructural. Hay que recordar que los lechos para los apoyos oclusales se deben diseñar y realizar adecuadamente desde la preparación prepotésica de la boca.

RELACION CON EL LABORATORIO DENTAL.

La confección de las armazones metálicas para prótesis parcial removible requiere de equipo especializado. Es por esto que el procesamiento de estos aparatos se lleva a cabo en laboratorios comerciales, donde se cuenta con hornos de alta temperatura, equipos de fundición de óxigeno-acetileno, instrumentos de duplicación y motores de alta velocidad, por mencionar algunos.

Sin embargo, esto no significa que la responsabilidad profesional se limite a la toma de impresiones. Por el contrario, es el C. Dentista quien debe guiar el trabajo de laboratorio y no delegar su responsabilidad al técnico dental. Es por esto que la comunicación adecuada entre el consultorio y laboratorio ha obligado a la utilización de formas escritas, que integren todos los detalles que requiera el aparato metálico a criterio del profesional.

5.4. ORDEN DE TRABAJO

Una orden de trabajo es una instrucción escrita para la realización de los trabajos de laboratorio para la construcción de las restauraciones dentales. La calidad profesional de los servicios dentales solo se puede lograr mediante ordenes de trabajo comprensibles. Una orden de trabajo realizada por un dentista es lo mismo que confiere un "poder legal"; confiere autoridad a otro para actuar en su nombre. Las ordenes de trabajo son canales efectivos de comunicación cuando están ejecutadas con corrección. Estas realzan la calidad de las restauraciones terminadas.

Contenido: En la información contenida se debe incluir:

- 1) Nombre y dirección del laboratorio dental.
- 2) Nombre y dirección del dentista de quien proviene la orden de trabajo
- 3) fecha de la orden de trabajo,
- 4) identificación del paciente,
- 5) fecha -

deseada de entrega del trabajo, 6) instrucciones específicas; 7) firma del dentista, y 8) número del registro de la licencia del dentista.(fig 9.1)

Función : La orden de trabajo cumple con las siguientes cuatro funciones:

- 1) Proporciona instrucciones precisas para los procedimientos de laboratorio que deben llevarse a cabo y establece la calidad mínima aceptable de los servicios a brindar,
- 2) Proporciona un medio de proteger al público del ejercicio ilegal de la odontología,
- 3) Constituye un documento protector para el dentista y el mecánico dental si llegan a ser litigantes por cuestiones de relación laboral,
- 4) Delinea completamente las responsabilidades del dentista y del mecánico dental.

Características: El dentista debe elaborar su orden de trabajo de manera legible, clara, concisa y de rápida comprensión. Debe incluir la suficiente información para permitir al mecánico dental estudiar y ejecutar el pedido de trabajo. Cuando se devuelva el trabajo al laboratorio para continuar con la siguiente fase del procedimiento, se debe incluir una nueva orden. Por ejemplo, si se regresa el armazón al laboratorio para colocar los dientes artificiales o las bases de acrílico. Ninguna orden de trabajo única es suficiente para proporcionar las instrucciones de todas las fases del laboratorio. Por ello, si por ejemplo se va a llevar a cabo el acrilizado de la armazón una vez que esta se probó en paciente, hay que mandar también la orden de trabajo con las instrucciones para esta fase del procedimiento.

CONCLUSIONES.

El lograr un entendimiento del trabajo de quienes nos asisten en nuestra profesión odontológica, significa comprender las responsabilidades propias, aceptarlas y cumplirlas.

El ignorar el trabajo de los laboratorios dentales que están para ayudarnos, significa delegar nuestra responsabilidad a quienes no tienen el conocimiento teórico ni clínico del paciente.

Entre el conocer y el ignorar radica la diferencia entre una prótesis realizada a conciencia y una prótesis iatrogénica. Solamente a través de la comunicación entre el laboratorio y el consultorio dental se puede lograr la conjugación de servicios óptimos que todos como pacientes deseáramos.

Por el contrario, la ignorancia e indiferencia crean barreras infranqueables que dividen los criterios técnico-odontológicos en detrimento de la salud del paciente.

En esta tesina he querido brindar una condensación de datos acerca de esta importante área de trabajo en laboratorio dental, para contribuir al mejor entendimiento de esta.

- 2 " Si la práctica de la odontología protética va a quedar bajo el control de los dentistas, cada miembro de la profesión odontológica debe evitar la delegación de responsabilidades en aquellos que se encuentran menos calificados para aceptar la responsabilidad!"

BIBLIOGRAFIA.

- ANGELES Medina, Fernando. Diseño en Prótesis Parcial Removible, E. Odontolibros, México, 1985.
- BOREL, Jean-Claude, Manual de Prótesis Parcial Removible E. Masson S.A., Barcelona 1985
- COMBE, E.C. Materiales Dentales, E. Labor S.A. Barcelona 1990.
- CRAIG, Robert. Restorative Dental Materials, Mosby Company, U.S.A. 1989.
- DYKEMA, Roland. Ejercicio Moderno de la Prótesis Parcial Removible, E. Mundi, Buenos Aires, 1970.
- KENNETH D. Rud, Procedimientos en el laboratorio Dental, Salvat, Barcelona 1988, T. III.
- Mc.GIVNEY, Glen, Mc Cracken's Removable Partial Prosthodontics. Mosby Company U.S.A. 1989.
- OSBORNE, Jhon. Tecnología y Materiales Dentales. E. Limusa, Mexico D.F. 1987
- PHILIPS, Ralph W. Skinner's Science of Dental Materials. Saunders Company, U.S.A. 1991.