

MARC
67053
R 17431

T
6143E
1992

UNIVERSIDAD DE VALPARAISO
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
CATEDRA DE PROTESIS REMOVIBLE

EVALUACION CLINICA Y DE LABORATORIO
DE BASES DE CROMO-COBALTO

Seminario de Tesis para optar al Titulo de
Cirujano Dentista

Profesor Guia :
Dr. JORGE ROTTER P.

Alumnas :
PAULINA GAJARDO A.
ANDREA SANDOVAL R.

A nuestros Padres

A G R A D E C I M I E N T O S

Llevar a buen término esta Tesis requirió de la colaboración y apoyo de muchas personas que, desinteresadamente, aportaron su tiempo, conocimientos y experiencia. Vaya a ellos nuestro reconocimiento, con la certeza de que la meta que nos propusimos no hubiera sido posible sin su valioso aporte.

- Dr. Alfredo Cueto. Facultad de Odontología. Valpo.
- Dr. Eduardo Orellana. Facultad de Odontología. Valpo.
- Dr. Enrique Olavarria. Facultad de Odontología. Valpo.
- Dr. José Luis García. Facultad de Odontología. Valpo.
- Sr. Agustín Contreras. Laboratorio Dental Contreras.
- Sr. Carlos Cofré. Laboratorio Dental Wironit.
- Sr. Juan Hinojosa. Laboratorio Dental Valparaíso.
- Dra. Mónica Alvarez. S.N.S.S. Valparaíso-San Antonio.
- Dra. Dilma Páez. S.N.S.S. Valparaíso-San Antonio.
- Dr. Osvaldo Baeza. S.N.S.S. Valparaíso-San Antonio.
- Dr. Enrique Sánchez.
- Srta. Ana María Skármeta. U. Católica Valparaíso.
- Sr. Hugo Monzón. U. Católica Valparaíso.
- Sr. Enrique Montenegro. U. Católica Valparaíso.
- Sr. Antonio Carrasco. INACAP. Valparaíso.
- Sr. André Arancibia. INACAP. Valparaíso.

No podemos dejar de agradecer a cada uno de los pacientes que participaron en el desarrollo de esta Tesis. Así como mención especial merece el permanente estímulo y cooperación de nuestro Profesor Guía, Dr. Jorge Rotter Puelma.

A ellos y a todos quienes directa o indirectamente hicieron posible lograr nuestra meta, vayan nuestros más sinceros agradecimientos.

I N D I C E

- Introducción.....	1
- Marco Teórico.....	5
* Introducción.....	5
* Aleaciones de Cr-Co para Colado.....	7
* Diseño Protésico.....	17
* Cinemática.....	29
* Respuestas Biológicas frente a la instalación de un Aparato Protésico.....	36
- Objetivos.....	42
- Materiales y Métodos.....	43
* Introducción.....	43
* Evaluación Clínica de Bases de Cr-Co.....	47
- Resultados y Discusión.....	50
- Conclusiones.....	65
- Resumen.....	68
- Anexos	
* Ficha de Post Operatorio	
* Fotografías	
* Cartas	
- Referencias Bibliográficas	

INTRODUCCION

Cierto porcentaje de tratamientos protésicos removibles, realizados en base a prótesis parciales metálicas, puede ser considerado, de alguna forma, un fracaso.

Las interrogantes que surgen en consecuencia, son ¿ Por qué, si se ha seguido una sistematización adecuada en la rehabilitación de cada paciente, tal porcentaje de tratamientos va al fracaso ?, ¿ Cuáles son las causas más probables de dichos fracasos ?.

Con el fin de dilucidar en alguna medida estas interrogantes, se diseñó la presente investigación, en que se estudiarán las variadas respuestas observadas frente a la instalación de una prótesis parcial metálica ; hasta que punto dichas respuestas dependen de la reacción del terreno biológico, de las modificaciones que el laboratorio puede realizar al diseño clínico de la aparatología en cuanto a forma y grosor de los distintos elementos, de la aleación que finalmente se utiliza en la confección de la prótesis o de factores como técnicas de laboratorio diferentes. De este modo, se hace indispensable determinar qué tipo de alteraciones se producen en el aparato protésico y las consecuentes reacciones tisulares.

Reuniones estructuradas con Odontólogos especialistas en Prótesis Removible, arrojaron los siguientes resultados en relación a los factores causales de fracasos, ajenos al manejo clínico :

- Poca cooperación del paciente.
- Mala respuesta orgánica.
- Calidad deficiente del metal.
- Alta proporción de aleación ya fundida, en el metal utilizado.
- No respetar el diseño indicado por el Odontólogo.

Para los efectos de esta investigación, incluida la entrevista, se consideró fracaso aquel caso en que el aparato protésico no es capaz de cumplir su función.

En el diseño de esta investigación, en su etapa clínica, se evalúan diseños comparables de bases metálicas, todas inferiores, realizadas por distintos Laboratorios Dentales, incluyendo así las variables anteriormente mencionadas.

La revisión bibliográfica llevada a cabo, nos informa fundamentalmente, sobre las propiedades de las aleaciones Cr-Co que se encuentran en el comercio ; sin embargo, esta información se refiere a la aleación pura, proporcionada por el fabricante y no considera variaciones como la posibilidad de mezclas con otras aleaciones, que incluso pueden haber sido ya fundidas, y técnicas de encerado, fundición y colado que ciertamente serán diferentes en uno y otro laboratorio.

La literatura nos indica que aleaciones de una amplia variedad de composiciones presentan una similitud notable en sus propiedades, como puede apreciarse en la siguiente tabla :

Tabla I. Propiedades mecánicas de aleación utilizadas para Prótesis Parciales Removibles (Asgar, K., Techow, B. O. y Jacobson, 1970).

	Resistencia traccional (MN/m ²)	Alargamiento %	Módulo elastic. (MN/m ² *10 ⁸)	Dureza Vickers (Kg/mm ²)
Aleaciones de Cr-Co.				
- Vitallium	495	1.5	228	380
- Ticonium	800	1.7	186	340
- Jelenko LG	675	10.0	228	300
- Nobilium	825	1.6	228	380
- HS-21	710	2.0	228	370
- Chromodur	820	5.0	220	400
- Wironit D	910	4.1	225	375

Así, las diferencias observadas en la práctica estarían dadas por factores como mezclas inadecuadas, procesos de laboratorio diferentes, modificaciones de los diseños clínicos, etc., situaciones que podrían influir sobre el comportamiento de las prótesis en boca.

Como mayor antecedente a esta investigación, contamos con el Seminario de Tesis titulado "Estudio in vitro de propiedades físicas, mecánicas y químicas de aleaciones de Cr-Co de mayor uso en nuestro medio.", realizado en nuestra facultada en 1988. Dicha tesis aportó datos significativos sobre los sistemas de fundición más adecuados y algunas propiedades de las aleaciones ensayadas. Se habla de aleaciones de Cr-Co de distintas marcas comerciales, aleaciones puras que fueron sometidas a ensayos de laboratorio en la forma de cuerpos de prueba, realizados todos en idénticas condiciones de investido, fundición y colado.

El presente trabajo se aboca más bien al metal que realmente se utiliza en la confección de las bases protésicas, el que será luego instalado al paciente en la forma de una prótesis parcial removible ; por lo tanto, debemos seleccionar métodos que hagan posible su estudio in vivo, lo que nos lleva a un punto importante, en relación a la determinación del tiempo necesario para realizar un efectivo control del comportamiento de un tratamiento protésico en boca, las deformaciones y fracturas, entre otros, que pueden sufrir, y las causas probables de estos fenómenos.

De lo anterior, se desprende que un objetivo importante de esta tesis es verificar la existencia o no de modificaciones realizadas por los Laboratorios al diseño clínico de bases metálicas e identificar algunas de ellas ; se pretende además, evaluar técnicas de Laboratorio, por su directa relación con la calidad final de la aleación colada. Todo esto con el objeto de controlar dichas variables en los futuros tratamientos protésicos.

A partir de los resultados obtenidos de esta investigación, se pretende identificar en alguna medida, aquellas situaciones probablemente responsables de fracasos en pacientes rehabilitados en forma correcta, sistemática y controlada.

Marco Téorico

Se han abarcado cuatro grandes temas en el desarrollo de esta revisión bibliográfica :

1. Aleaciones de Cr-Co para colado.
2. Diseño protésico.
3. Cinemática.
4. Respuestas biológicas frente a la instalación de una prótesis parcial metálica de Cr-Co.

Las razones para cada uno de ellos pueden desglosarse de la siguiente forma : el desarrollo del primer punto, tiene por objeto el llegar a conocer el material con el que estamos trabajando, qué esperar de él, qué exigir, cómo evaluarlo, etc.

No se ha incluido en esta revisión literaria los capítulos correspondientes a sistemas de fundición e investido, por ser temas desarrollados en el seminario de tesis mencionado en la introducción anterior. De dicha investigación puede concluirse :

1. El sistema de fundido por inducción ofrece ventajas notables en comparación al sistema de fundido por Oxígeno-Acetileno.

En concreto, con el sistema de inducción se puede controlar en forma precisa la temperatura de fusión y el momento exacto para el colado. En el sistema por soplete estas variables no son tan controladas.

Otra diferencia notable, dice relación con la incorporación de elementos oxidantes y contaminantes a la aleación (Oxígeno y Carburos). Esto ocurre con la fundición que emplea Oxígeno-Acetileno, no así con el método de inducción.

2. El investimento utilizado por la totalidad de los laboratorios encuestados, es fabricado por ellos mismos ; utilizando sílice como material refractario ya sea en forma de cuarzo o cristobalita, y como material aglutinante solamente sílice o fosfato.

Dependiendo de la exactitud del trabajo solicitado por el odontólogo, también se utilizan marcas comerciales ya preparadas ; por ejemplo, para realizar trabajos de prótesis fija o una combinación de prótesis fija y removible.

3. El método de investido utilizado generalmente, es de tipo manual.

Capítulo importante dentro de esta revisión es todo lo referente a diseño protésico ; cómo podríamos llegar a determinar modificaciones del diseño clínico, efectuadas por los laboratorios, sin el adecuado conocimiento y correcta aplicación de los elementos protésicos que se conjugan en toda rehabilitación de este tipo.

El desarrollo del tercer tema, Cinemática, obedece al requisito fundamental, dentro de toda planificación y rehabilitación protésica, de conocer, estudiar y aplicar conceptos de orden estático y dinámico que deberá cumplir el aparato protésico.

Por último, se desarrollarán algunos puntos en relación a las respuestas biológicas posibles de observar frente a un aparato protésico, con el fin de dar alguna orientación sobre sus causas y formas de presentación.

Aleaciones de Cr-Co para Colado

Es cierto que el oro y sus aleaciones aventajan en Odontología a cualquier otra combinación de metales, pero no es menos cierto que su disponibilidad puede verse limitada.

En la búsqueda de sustitutos, se debe tener presente que cualquier metal o aleación que vaya a instalarse en boca, debe cumplir, como mínimo, con las siguientes condiciones :

- Naturaleza química tal, que no produzca efectos fisiológicos perjudiciales sobre paciente u operador.
- Propiedades químicas que aseguren la no desintegración o cambios físicos del aparato, en los fluidos bucales.
- Las dificultades técnicas de fabricación y utilización no deben ser tales, que constituyan un inconveniente para su empleo.
- Valores satisfactorios de resistencia, conductividad, temperatura de fusión, coeficiente de expansión, entre otras propiedades.
- Los materiales asociados en su fabricación deben ser relativamente económicos y fáciles de conseguir (Floyd A. Peyton, 1964).

Las aleaciones de Cr-Co, en rigor Co-Cr según su composición, han sido utilizadas para el colado de prótesis parciales removibles desde 1930 y ya en 1949 se consideraba que más de el 80% de éstas eran coladas en dicha aleación (Peyton, 1964).

La utilización de aleaciones de Cr-Co en lugar de metales preciosos, reside en que son más ligeras y poseen mejores propiedades mecánicas, son tan resistentes a la corrosión como el oro, pero indudablemente mucho más baratas y disponibles.

Una de las grandes desventajas de este tipo de aleaciones es la complejidad de los procedimientos para

elaborar los aparatos dentales : su elevada temperatura de fusión impide el empleo de la llama gas-aire usual y su extrema dureza hace necesario contar con equipamiento especial para su terminación y pulido.

Composición :

Según la especificación N° 14 de la A.D.A., la aleación debe contener un mínimo de un 85% en peso de cromo, cobalto y níquel.

Cobalto	35 - 65 %
Cromo	20 - 35 %
Níquel .	0 - 30 %
Molibdeno	Trazas
Silicio	Trazas
Berilio	Trazas
Berilio	Trazas
Boro	Trazas
Carbono	Trazas

En el análisis nominal de la composición química de aleaciones de Cr-Co, no siempre la suma del porcentaje en peso de los componentes es de 100%. Esto se debe a que hay una cantidad pequeña de elementos que conforman la aleación y que le dan su característica propia (Seminario Tesis, 1988).

Efecto de los Componentes de la Aleación.

En el sistema Cr-Co, el cobalto es el elemento básico ; se puede considerar una solución de 70% de cobalto y 30% de cromo. Este último, por su efecto pasivo, garantiza la resistencia a la corrosión, al manchado y la oxidación. Además, junto a otros elementos, actúa en el endurecimiento de la aleación. Un 30%, como máximo, de cromo otorga lo suficiente en cuanto a propiedades mecánicas.

El níquel puede reemplazar cobalto, cuando lo hace tiende a disminuir la resistencia, dureza, módulo de elasticidad y temperatura de fusión, aumentando la ductilidad.

En todo caso, más que las proporciones relativas de cromo, cobalto y níquel, es significativo el efecto de los demás constituyentes de la aleación, sobre sus propiedades.

El molibdeno y el tungsteno son eficaces endurecedores de la aleación. El molibdeno reduce la ductilidad y contribuye a mejorar la resistencia, lo mismo que el tungsteno.

Endurecen también la aleación, elementos como el hierro, cobre, berilio y otros en pequeña cantidad. El berilio además es añadido para reducir la temperatura de fusión, es efectivo en el refinamiento del grano y contribuye a la resistencia.

Manganeso y silicio son depuradores de óxido durante el proceso de fusión. Tienden a aumentar la fragilidad de las aleaciones a base de cobalto y aumentan la fluidez de la aleación fundida.

El boro es un desoxidante y endurecedor, pero reduce la ductilidad de la aleación. Además amplía el intervalo de fusión.

Cuando el níquel reemplaza al cromo, puede aumentarse el contenido de desoxidante.

El carbono es un elemento crítico dentro de la aleación: pequeñas variaciones ejercen un gran efecto sobre la resistencia, dureza y ductilidad de la aleación. El carbono puede formar carburos con cualquiera de los componentes metálicos presentes en el sistema. La precipitación de dichos carburos es factor importante en el fortalecimiento de estas aleaciones, pero el exceso origina una gran fragilidad (contenido sobre 0,25%). En consecuencia, debe cuidarse la concentración de carbono, tanto durante la fabricación de la aleación como en los procedimientos de colado (Phillips, 1973).

Especificación N°14 de la A.D.A.**"Aleaciones de Cr-Co para colados dentales"**

La Asociación Dental Americana mantiene vigente esta disposición desde 1957.

1. Clasificación de la aleación.

- Tipo I : Alta fusión (mayor de 1300°C).
- Tipo II : Baja fusión (hasta 1300°C).

2. Requisitos.

- Color : De acuerdo al gusto del comprador.
- Composición : Contenido mínimo de cromo, cobalto y níquel, de un 85%.

3. Propiedades físicas.

- Alargamiento : 1,5%, como mínimo.
- Resistencia traccional : 6300 Kg/cm² o 90.000 Lb/pulg², como mínimo.
- Resistencia a la fluencia : 0,0025 cm/cm, máximo.
- Dureza Rockwell : 50 (30 N), mínimo.

4. Instrucciones.

El fabricante debe proporcionar información sobre como utilizar la aleación, datos como temperatura de colado y una descripción del equipamiento requerido.

Además la especificación establece un método uniforme para el examen de las propiedades de la aleación, lo que ha hecho posible realizar comparaciones entre los resultados de diferentes investigaciones.

Los requisitos para su distribución por parte del fabricante también se encuentran normados ; podemos mencionar algunos como envasado adecuado, alguna referencia del lote al que pertenece, instrucciones para su empleo, fecha de fabricación, peso neto, tipo de aleación (I -II).

Propiedades de las aleaciones de Cr-Co.

Propiedades Físicas

1. Temperatura de fusión.

Recordemos que según la A.D.A., las aleaciones de Cr-Co se clasifican en tipo I si se funden sobre los 1300°C y tipo II si lo hace a temperaturas inferiores (Phillips, 1973).

La temperatura de fusión es importante en la selección y control del equipo de fundición y colado, y en la elección de la técnica y equipo de investido utilizados para el procedimiento de colado.

2. Compensación de la contracción de colado.

Estas aleaciones presentan una contracción de colado del orden de un 2,3 % (Phillips, 1973).

La expansión térmica del molde representa el principal medio de compensación para dicha contracción.

3. Color.

El colado de Cr-Co, una vez terminado y pulido, presenta un color blanco-plateado y una apariencia brillante.

Cualquier diferencia de color entre los diferentes productos, es de poca significación.

4. Densidad.

El valor promedio de estas aleaciones es de 8-9 gr/cm³ (Phillips, 1973).

Esta propiedad es de alguna importancia al construir aparatos para el maxilar superior, donde la fuerza de gravedad hace que el peso de la prótesis ejerza

fuerzas adicionales sobre los dientes que sirven de soporte, fuerzas desestabilizadoras que dificultarán la retención del aparato. En tales casos, la disminución de peso resultante de la menor densidad de estas aleaciones, es relativamente conveniente.

Un punto que debe considerarse es que durante la etapa de colado, debido a la baja densidad, se corre el riesgo de no llenar completamente el molde con el metal fundido, obteniéndose así un colado defectuoso.

5. Propiedades térmicas.

La difusividad térmica determina el cambio de temperatura en el tiempo, de este modo, da una mejor idea de cómo responde un material frente a estímulos térmicos transitorios. En el caso de bases protésicas, se requiere un material con un alto valor de difusividad ; esto para que el paciente responda en buena forma a estímulos fríos y calientes en boca.

Propiedades Mecánicas

1. Dureza.

Las aleaciones de Cr-Co presentan una dureza Rockwell (30 N) de 50, y Vickers (10 Kg) de 400 N/mm². Esto hace necesario contar con un equipo especial para su pulido : el pulido electrolítico ha sido utilizado para la terminación parcial de estos aparatos. Hay que destacar que las prótesis de Cr-Co mantienen satisfactoriamente el pulido mientras están en uso.

La dureza del Cr-Co, así como su alto módulo elástico, ha llevado a pensar que los retenedores de estas prótesis pueden producir abrasión de la estructura dentaria subyacente. Sin embargo, la evidencia experimental afirma que dichos elementos no producen abrasión del esmalte, no importa el tipo de aleación utilizado, sino que ésta obedece a otras causas, tales como malas condiciones de higiene, áreas de desmineralización y posibles corrientes galvánicas (Skinner, 1970).

2. Resistencia a la fluencia.

Esta propiedad indica la cantidad de tensión que se necesita para producir una deformación permanente en la estructura, por lo tanto nos puede indicar cuándo un retenedor se hará inactivo.

Las aleaciones de Cr-Co deben tener una resistencia a la fluencia de 415 MN/m², mínimo.

3. Resistencia a la tracción.

La A.D.A. establece un valor mínimo de 6.300 Kg/cm² (Skinner y Phillips, 1967).

4. Alargamiento.

El porcentaje de alargamiento es importante como indicador de la fragilidad o ductilidad de la aleación.

En las aleaciones de Cr-Co, este valor puede variar de menos de 1 a más de 12%, según composición, régimen de enfriamiento y temperatura de fusión y del molde (Phillips, 1973). Se obtiene un 10% de alargamiento, utilizando la temperatura normal de fusión, sin calentar la aleación sobre ésta.

Se busca mejorar la baja ductilidad de Cr-Co, pero debe tenerse presente que un aumento en el alargamiento, en general, lleva aparejada una ligera disminución en la resistencia.

5. Módulo de elasticidad.

Las aleaciones de Cr-Co coladas presentan valores de alrededor de 207.000 MPa (O'Brien-Rige, 1980).

Algunos autores recomiendan el uso de un aparato bien diseñado y rígido, por el hecho de que permite una mejor distribución de fuerzas sobre los tejidos de soporte durante su función. Una aleación con alto

módulo de elasticidad, como el Cr-Co, posibilita el diseño de una prótesis de dimensiones algo reducidas.

Debido al elevado módulo elástico y la baja ductilidad, no debemos diseñar retenedores que actúen en socavados profundos. Disminuir el grosor del retenedor puede hacer más fácil su paso por el ecuador del diente, pero lo expone a la deformación. Disminuir el socavado puede conseguir una retención moderada y vida funcional adecuada, pero obliga a una difícil ubicación del brazo del retenedor. De este modo, lo que ocurre es que los retenedores de Cr-Co son muy efectivos al comienzo y van perdiendo gradualmente su retención por deformación permanente, o bien, se ajustan a socavados muy pequeños, con una retención inadecuada.

La medida "Y" para la deformación elástica de un brazo de retenedor en relación al largo, corte transversal y módulo elástico, son 0,25 mm. hasta 0,5 mm. para brazos cortos y 0,75 mm. para brazos largos. Retenedores de brazo corto los consideramos apropiados para dientes anteriores y premolares, los de brazo largo para molares.

6. Límite elástico.

Debido a las dificultades para determinar experimentalmente el límite elástico, se utiliza el límite proporcional como un valor aproximado, de este modo, un material con alto límite proporcional, será capaz de soportar tensiones sin deformarse permanentemente. Este es un requisito de los conectores de prótesis, que deben soportar altas tensiones sin sufrir deformación permanente: el alto valor del límite proporcional de Cr-Co hace a la aleación adecuada para cumplir dicha función.

7. Fatiga.

Es necesario cautelar en el diseño de la base protésica, que no se produzcan zonas en que puedan acumularse tensiones, como ocurriría en ángulos muy marcados, por ejemplo. Por otro lado, el proceso de colado deberá ser cuidadoso para no incorporar al metal burbujas

de aire o cuerpos extraños, que se traducirán en defectos en la superficie del colado (Skinner, 1970).

8. Tratamiento térmico de aleaciones de Cr-Co.

Ha sido demostrado que el tratamiento térmico de cualquier aleación en base a cobalto, disminuye tanto su resistencia a la fluencia como su alargamiento (O'Brien-Rige). Si por alguna razón se debe llevar a cabo una soldadura en estas prótesis parciales, se debe utilizar la temperatura más baja posible, manteniendo el menor tiempo posible el calentamiento a temperatura elevada.

Propiedades Químicas

1. Pigmentación y corrosión.

El medio bucal favorece la corrosión : constantemente húmeda y sujeta a fluctuaciones de temperatura y pH. Los residuos alimenticios adheridos a la superficie metálica, propician condiciones locales para la corrosión.

Pigmentación y corrosión clínicamente son muy difíciles de diferenciar. Pigmentación es el cambio de color superficial del metal o una leve alteración del lustre, y se originan de los depósitos duros y blandos sobre las superficies metálicas. Este cambio de color puede deberse también a la formación de una delgada película de óxidos, sulfuros o cloruros. Esta película puede llegar a ser protectora, pero lo más probable es que sea el primer paso a la corrosión.

La corrosión ya involucra un verdadero deterioro del metal al reaccionar con el medio ambiente, causando la desintegración del metal y una falla mecánica de la estructura a pesar de que la pérdida de material sea bastante pequeña. La desintegración se debe a la acción de la humedad, la atmósfera, soluciones ácidas o alcalinas y determinados productos químicos.

Los denominados metales pasivos, en una forma de pigmentación, forman una capa protectora por

oxidación u otra reacción química, con lo cual se protegen de la corrosión. Es el caso del cromo, que es corroído con tanta rapidez y uniformidad, que la película resultante no perturba su capacidad de reflexión.

Al analizar la corrosión en prótesis, en distintos pacientes, donde se supone se han utilizado las mismas aleaciones, preparadas y coladas de igual forma, vemos que existen muchas diferencias entre uno y otro. Variables como la dieta, actividad bacteriana, drogas, tabaquismo y hábitos higiénicos, pueden explicar estas diferencias.

Utilizar metales nobles, como el oro, o pasivos, como el cromo, influyen significativamente en la resistencia del aparato a la corrosión.

Además de la composición adecuada de la aleación, es necesario procurar, en el diseño, no crear zonas que acumulen tensiones, limitar las soldaduras y considerar el estado de la superficie del metal: Es importante el pulido, no sólo por la estética sino para prevenir la corrosión (Skinner, 1970).

2. Cloro.

Las aleaciones que contienen cromo son atacadas por este elemento. No debe emplearse jabones o detergentes que lo contengan, para la limpieza de los aparatos protésicos (O'Brien-Rige, 1980).

Diseño

Es el delineamiento de los contornos de la prótesis, maniobra complementaria y subordinada a la planificación del caso (Rebossio, 1963).

Este paso debe realizarse estando ya definidos factores como la elección y distribución de los pilares, el tipo de aparato a confeccionar (soporte, vía de carga, tipo de anclaje) y los materiales en que será construido.

La importancia del diseño radica en que determina la forma de la prótesis y sus elementos mecánicos y, por lo tanto, el modo en que se transmitirán las fuerzas al terreno remanente.

Existe una gran variedad de elementos ideados para formar parte de un aparato protésico, unos más complejos que otros y con ventajas y desventajas frente a casos determinados. Por otro lado, el progreso, tanto en conocimiento como en tecnología, la utilización de nuevos metales, han llevado a dejar de lado algunos elementos y a preferir otros, así como a variar ciertos requisitos para su construcción.

No es pretensión de esta Tesis hacer un estudio en profundidad a cerca del Diseño en Prótesis Removible, aunque sí se consideró oportuno hacer alguna referencia al tema. Es así como no detallaremos aspectos como topografía de dientes remanentes, conceptos de ecuador dentario y protésico, eje de inserción y tipos de conexión, y sólo nos ocuparemos de aquellos elementos más utilizados en nuestro medio.

Por otro lado, debido a la casuística de pacientes que participaron en el desarrollo de esta Tesis, la totalidad de las rehabilitaciones realizadas fue del tipo prótesis parciales metálicas mandibulares ; en consecuencia, sólo se tratarán en este capítulo, aquellos

elementos protésicos involucrados en tal tipo de tratamiento.

Elemento Mecánico.

Definido como la Prótesis propiamente tal, se ubica en íntima relación con el terreno biológico y los tejidos paraprotéticos.

Debemos recordar que la ubicación de los elementos diseñados debe ser tal que no perturbe funciones como masticación, deglución y fonación. Todo esto va orientado a lograr una adecuada integración del elemento mecánico al Sistema Estomatognático, es decir, Eufunción.

Existen numerosas clasificaciones de los componentes del elemento mecánico, a continuación se reproduce una de ellas :

1. Elementos Funcionales.	Sillas Dientes
2. Elementos de Estabilización Protésica.	Conectores Elementos de anclaje Estabilizadores
3. Elementos de Estabilización Dentaria.	Fijos Removibles Combinados

1. Elementos Funcionales.

Son los encargados de recibir y transmitir las fuerzas derivadas de la masticación, a los dientes y mucosa remanente.

1.1. Sillas o Bases.

Ubicados sobre el reborde alveolar desdentado, como silla de montar, son los elementos que portan los dientes artificiales.

La silla recibe las fuerzas masticatorias y las transmite al terreno remanente, sean dientes pilares o reborde residual. Es sabido que la compresión que recibe el hueso va a depender de las fuerzas verticales, horizontales y oblicuas, que incidan sobre la silla; es en relación a estas dos últimas principalmente, que se observan frecuentes irritaciones localizadas en la mucosa subyacente (Rebossio, 1963).

Las características de la silla varían según el tipo de soporte o vía de carga.

Sus bordes deben ser redondeados y los flancos sólo podrán extenderse hacia vestibular en zonas molares y premolares, esto por consideraciones estéticas.

Además, al limitar con un pilar dentario, debe dejar zonas de autolimpieza y no comprimir la papila natural del diente.

Por los objetivos de esta Tesis, sólo nos ocuparemos de las sillas construidas en metal y acrílico combinados: son las más utilizadas y están indicadas en cualquier tipo de soporte. Un requisito para su confección es que el metal no alcance a contactar la mucosa.

2. Elementos de Estabilización Protésica.

La prótesis, en boca, estará sometida a la acción de fuerzas desestabilizadoras, que pueden ser funcionales, no funcionales o parafuncionales, y deben permanecer en su lugar, funcionando en forma adecuada, sin producir alteraciones en el sistema en que está inserta.

Las sillas y los elementos que las unen, los conectores, constituyen la llamada base protésica, que se une a los pilares dentarios a través de los elementos de anclaje.

2.1. Conectores.

Elementos de la base protésica que unen las distintas partes del aparato.

2.1.1. Conectores Mayores o Principales.

Une sillas entre sí o bien, una silla a un elemento de anclaje a distancia.

- Cinta palatina.
- Barras palatinas (anteriores-medias-posteriores-laterales).
- Barra lingual.
- Barra vestibular.
- Cingular.
- Placoide.

2.1.2. Conectores Menores o Secundarios o de Pase.

Une elementos de anclaje a conectores mayores y sillas a elementos de anclaje próximos.

Los conectores deben presentar algunas características generales :

- Rigidez y resistencia.
- No ejercer presión sobre los tejidos.
- No cubrir tejido en exceso.
- No sobrepasar las zonas de soporte.
- No atravesar eminencias duras (torus) o cortar transversalmente las rugosidades palatinas.
- Aliviar zonas de emergencia vascular o nerviosa.
- No irritar la lengua o interferir con sus movimientos.
- No contribuir al atrapamiento de alimentos.

2.1.3. Barra Lingual.

Requiere espacio suficiente entre margen gingival e inserción de geniogloso. En general, se describe una distancia de 5mm. tanto hasta la inserción muscular como hasta el borde gingival ; este margen es suficiente para garantizar libertad de movimiento al

frenillo lingual y salud gingival.

Las dimensiones mínimas de la barra, son :
5mm. de ancho y 3mm. de grosor.

El borde inferior debe ser redondeado ; se describe una forma de pera, con la porción más voluminosa hacia abajo.

No debe estar en contacto con la mucosa, sino mantener cierta separación que permita la intrusión de la base : 0,5mm - 1mm. La existencia de un torus mandibular obliga a un mayor alivio.

2.1.4. Barra Vestibular.

Se utiliza cuando los dientes inferiores presentan una inclinación lingual marcada, que hace imposible el diseño de una barra lingual, por el problema de la inserción (Macagno, 1988).

Un factor importante de considerar en su indicación es la estética.

2.1.5. Cingular.

Indicado ante la imposibilidad de utilizar barra lingual, por una inserción alta del geniogloso. Cubre las caras linguales de los dientes anteroinferiores, respetando la encía marginal.

Requiere coronas clínicas largas.

Un inconveniente de este elemento es que favorece la aparición de caries en pacientes con mala higiene.

2.1.6. Placoide.

Se indica cuando no es posible utilizar una barra lingual o un conector cingular. Corresponde a la unión de ambos elementos, cubriendo la encía marginal.

También en este caso se ve favorecida la

posibilidad de caries y periodonciopatías, en pacientes que no mantienen una adecuada higiene oral.

2.2. Elementos de Anclaje.

Son aquellos elementos que posibilitan que la prótesis permanezca en su sitio, cumpliendo su función, equilibrando biostáticamente las fuerzas funcionales y no funcionales que recibe, transformándolas en fisiológicas en calidad y magnitud.

Se clasifican de la siguiente forma, desde diferentes puntos de vista :

- | | |
|--------------------------|------------------------------------------------------------------------------|
| - Confección | Labrados.
Colados. |
| - Complejidad de Técnica | Fijos.
Removibles.
Combinados. |
| - Función | Apoyo.
Retención.
Contención.
Estabilización.
Guía de inserción. |
| - Conexión a la Silla | Rígida.
Lábil.
Desconexión completa. |

2.2.1. Elementos de Anclaje con Función de Apoyo.

El apoyo oclusal, y por ende el descanso oclusal, debe formar un ángulo recto u obtuso con el eje dentario, de modo que el apoyo forme un ángulo inferior a 90° entre sus porciones horizontal y vertical. Esta situación determina que las presiones incidan axialmente sobre el diente.

Se presentan a continuación, algunos de los elementos de anclaje con función de apoyo más utilizados :

Se indican en casos de brechas o extremos libres.

Debe cumplir con cuatro requisitos (Macagno, 1988) :

- Retención.

El brazo retentivo debe ser confeccionado de un calibre tal que le permita abrirse sin deformarse permanentemente, a objeto de mantener su actividad. Si se trata de un retenedor colado, su diámetro debe ir disminuyendo desde el cuerpo hasta su extremo, para ganar así elasticidad a ese nivel. De este modo, la retención se logra si este brazo va ubicado de manera tal que el tercio rígido quede por encima del ecuador protésico, en la zona no retentiva, el semi-rígido a la altura de dicho ecuador, y el tercio elástico bajo el ecuador protésico, en la zona retentiva.

- Contención.

Este brazo, más rígido, debe ir ubicado a la altura del ecuador protésico.

Su calibre debe ser mayor que el del brazo retentivo, para permitir una efectiva acción pasiva.

Puede ser que ambos brazos cumplan las dos funciones, como es el caso del retenedor tipo I de Ney.

- Fijación.

Se logra a través del apoyo oclusal, creación de Bonwill, que impide el desplazamiento del elemento hacia gingival.

En todo caso, este apoyo no siempre está presente.

- Estabilización.

Los brazos del retenedor deben abarcar por lo menos $\frac{3}{4}$ partes de la circunferencia del diente pilar, y sus extremos no deben hallarse en un mismo plano.

Este retenedor cumple además una función de guía.

Aquí se incluyen los retenedores de Ney, la abrazadera compuesta, el Bonwill y el retenedor en anillo, entre otros.

Este tipo de retenedores presenta las siguientes ventajas :

- Simples, fáciles de construir y ajustar.
- Los más rígidos, si son colados.
- Mejor acción de abrazamiento y fijación a los dientes.
- Al ser más cortos y directos, permiten construir aparatos mecánicamente más sólidos.

Y desventajas :

- Cubren mayor superficie dentaria.
- Si son colados, pueden sobrecargar los dientes en determinadas circunstancias (Saizar, 1958).

2.2.2.2. Retenedor Roach.

Se trata también de retención extracoronaria, activa, por prehensión.

Es un retenedor de barra o punto de contacto y, a diferencia de los circunferenciales, la idea es buscar zonas retentivas situadas más cerca de las caras mesial o distal de los dientes.

Se indican preferentemente en casos de extremo libre.

Las siguientes son las ventajas de este tipo de retenedores :

- Reduce la superficie de contacto con el diente.
- Permite aprovechar mejor las zonas retentivas proximales y los socavados, gracias al ángulo

con que llegan a la superficie dentaria, a la acción de puntal y a la elasticidad que otorga su largo recorrido.

- El riesgo de sobrecarga se reduce.

Por otro lado, las desventajas son :

- Resultan en aparatos más complicados.
- Tienden a acumular restos de alimentos y placa bacteriana.
- Su acción no puede ser recíproca por ellos mismos.
- Como norma, deben proveerse de un apoyo oclusal (Saizar, 1958).

El más utilizado es el retenedor en T, que es además el más eficaz, aprovechando al máximo las zonas retentivas gingivales. Su recorrido puede modificarse según la pieza dentaria en que va a actuar.

Otras formas de retenedores Roach son : en L, I, U . Las ventajas con respecto al anterior radican principalmente en el factor estético.

Vistas las características de ambos tipos de retenedores, se concluye que la elección de uno u otro dependerá fundamentalmente del grado de curvatura que presente la cara del diente pilar : una curvatura poco pronunciada será indicación para un retenedor circunferencial, una curvatura mayor requerirá la utilización de un Roach, ya que por su elasticidad podrá funcionar mejor, sin fatigarse.

Otros tipos de retenedores son aquellos en C, Equipoise, DPI, RPI, retenedores elásticos, y otros. Entre los que actúan por fricción, podemos mencionar por ejemplo, los attaches de precisión, broches y piezas telescópicas.

2.2.3. Elementos de Anclaje con Función de Contención.

Son elementos que van a equilibrar las fuerzas en sentido horizontal.

Son rígidos.

Se trata de contar con un elemento que ejerza una fuerza recíproca, es decir igual en magnitud y en sentido contrario a la del brazo retentivo (Saizar, 1958).

Es importante considerar que una contención o reciprocación mal calculada en sentido vertical, puede ocasionar una rotación del diente (Chappelle, 1941). Es así, como muchas veces se requiere preparar el diente de modo que retención y contención trabajen efectivamente en forma recíproca.

Los elementos de anclaje cumplen además, funciones de Estabilización y Guía de Inserción.

Los elementos de anclaje cumplen estas funciones en conjunto, de modo que un mismo elemento puede estar actuando en varias de ellas y una función puede estar haciéndose efectiva por más de un elemento.

2.3. Estabilizadores.

Son elementos responsables de retención indirecta, ya que deben oponerse al movimiento de la prótesis frente a la acción de fuerzas extrusivas en un sector alejado del diente pilar (Rebossio, 1963).

Actúan sólo ante fuerzas extrusivas, evitan al levante distal de la prótesis cuando no existe un pilar posterior con elemento de anclaje.

Cualquier elemento que otorgue apoyo, ubicado por delante del eje de giro de la prótesis ante la fuerza extrusiva, cumplirá con esta función.

3. Elementos de Estabilización Dentaria.

La estabilización dentaria está definida como la unión rígida de dos o más dientes, mediante elementos que pueden ser fijos, removibles o combinados.

La estabilización que otorga la ferulización

mediante la prótesis fija, es la del tipo primaria. En cambio, la que entregan elementos de prótesis removible, es la estabilización secundaria.

Cinemática.

En Física se define el término Cinemática como el estudio del movimiento en forma pura, independiente de las fuerzas que lo originan.

Dentro de los que es la planificación de un tratamiento protésico removible, es indispensable el estudio y conocimiento de los requisitos de orden estático y dinámico que deberá cumplir el aparato protésico ; referido a las múltiples fuerzas que actuarán sobre la prótesis y a quién soportará estos esfuerzos masticatorios.

Se entiende como formas de anclaje, las distintas posibilidades de aprovechamiento de los dientes remanentes, como receptores de los elementos de anclaje.

En general, mientras más dientes remanentes estén soportando la prótesis metálica, el caso será más favorable. De aquí, el que obviamente se prefiera el soporte dentario, no sólo porque las sillas son más eficientes, cómodas y durables, sino también, porque las posibilidades mecánicas son mejores. "En tanto existan dientes utilizables como soporte limitando la brecha, tiene la silla carácter de puente", (Marxkors, 1984).

En la medida que la factilidad o conveniencia de utilizar los dientes como soporte disminuye, se opta por una vía de carga mixta o mucosa.

Es en las prótesis de vía de carga mixta donde más claramente se aprecia la existencia de Cinemática ; las fuerzas masticatorias ya no se transmitirán exclusivamente a los dientes naturales remanentes, sino también a la mucosa y tejido óseo subyacente, enfrentándose la prótesis a tejidos de distinta resiliencia, los dientes con una resiliencia de 0,03 y la mucosa de 0,3mm,

La selección de los dientes pilares susceptibles de servir como tales, es de gran importancia para la biostática de los maxilares. Esta selección se hace en base a varios aspectos :

- Número y distribución de los dientes.
- Terreno biológico.
- Vía de carga.

Por su distribución y número, el anclaje puede ser lineal o en superficie. Teóricamente, también puede ser puntiforme (Rebossio, 1963).

Es puntiforme el anclaje que se hace sólo en un diente, lo que está contraindicado ya que no resiste un análisis mecánico.

Hablaremos de anclaje lineal, en relación a aquél que une dos o más dientes pilares que son contenidos en una línea recta, y es anclaje en superficie, aquél en que al unir los dientes pilares se forman figuras poligonales variadas.

Por lo general, un anclaje en superficie triangular es suficiente, pero el aparato protésico será mucho más estable mientras más ángulos contenga, siendo la fórmula ideal un anclaje en superficie que abarque todos los dientes remanentes (Rebossio, 1963).

Para el análisis de la Cinemática de una silla, se debe considerar sólo las conexiones de tipo rígido entre la silla y los apoyos oclusales. En una conexión de carácter lábil, se produce una acción de rompiefuerzas, con el objeto de compensar la diferencia de resiliencia entre mucosa y dientes, esta última diez veces menor que la primera. Compensando esta diferencia se elimina uno de los factores que tiende a producir cinemática en torno a un eje de giro.

Las líneas de apoyo que son utilizadas para el estudio de Cinemática las denominamos, Ejes de Giro o Líneas de Rotación.

Existen, según los puntos de apoyo que los determinan, ejes de giro :

- Transversales.
- Sagitales.
- Diagonales.

Según cómo dividen la prótesis y la arcada dentaria, tenemos, ejes :

- Tangentes.
- Secantes.

Desde el punto de vista de la prótesis, un eje Tangente es aquél que la divide dejando a un lado los elementos de anclaje y al otro, los elementos funcionales.

En relación a la arcada dentaria, una línea de rotación será Tangente cuando se encuentra periférica a ésta, y será Secante cuando divida la arcada en forma diagonal o transversal.

Estos Ejes de Giro pueden ser favorables o no, y es así como por regla general, se considera un Eje de Giro Tangente favorable y uno Secante desfavorable. El tamaño de estos Ejes es otro punto a evaluar para poder considerar adecuados o no los Ejes de Giro.

En el análisis de la Cinemática de una prótesis dentomucosoportada, de extremos libres uni y bilaterales, como se ilustra en la página 35, con conexión rígida del apoyo, se observa que al aplicar una fuerza intrusiva en su parte mesial, gran parte de dicha fuerza se transmitirá al diente pilar.

Si se aplica esta misma fuerza en la porción distal de la prótesis, la carga se transmitirá a la mucosa y hueso subyacente, con una mayor atrofia de la zona, situación mucho más desfavorable que lo anterior.

Es por esta razón que debe evitarse la intrusión del extremo distal de la silla (Marxkors, 1984). Según el autor existen cuatro posibilidades para evitar la

carga a nivel del tercio distal :

1. No colocar el segundo molar.
2. Si por razones estéticas tenemos que colocar el segundo molar, dejarlo fuera de oclusión.
3. Al estar presente un diente natural como antagonista al tercio distal , debe colocarse un premolar desgastado en forma de cono, que contacte con su fosa central, evitando así su elongación.
4. La elongación de un diente antagonista se evita con la rehabilitación del maxilar antagonista.

Puede agregarse además, como protección del extremo libre :

1. Disminuir el área o superficie oclusal, enfilando hasta el primer molar o disminuyendo el diámetro oclusal de premolares y molares.
2. Conexión de la silla de extremo libre al diente pilar, con conexión rígida.
3. Extender la superficie acrílica de la prótesis, aumentando así la superficie del soporte.
4. Ubicación de los dientes artificiales sobre la "Línea Guía de Montaje".

Los movimientos de giro protésico, entorno a los Ejes de Giro, dan lugar a la formación de "Brazos de Palanca", denominados "Brazo de Potencia" y "Brazo de Resistencia".

Si se continúan analizando los fenómenos de Cinemática al aplicar una fuerza intrusiva, en prótesis dentomucosoportadas de extremo libre, se observa que la silla al asentarse, gira en torno a un eje de giro formado por los apoyos más distales, los más próximos a la silla.

El equilibrio estático del tratamiento protésico debe lograrse con un adecuado diseño, logrando que los brazos de potencia y resistencia sean de igual magnitud o idealmente mayor el de resistencia. Para lograr esto, deben conjugarse todas las posibilidades del diseño, buscando aumentar el Area de Soporte o de Apoyo.

Para lograr aumentar el Area de Apoyo, existen varias posibilidades, una de ellas es ubicar apoyos en los dientes pilares más distales y por distal de ellos mismos. Se mejorará también la estática, diseñando una retención adecuada, que se oponga al giro protésico.

La unión de estos retenedores, da formación a los que conocemos como Línea de Retención. Podemos variar la posición de estos retenedores para así aumentar el brazo de resistencia en desmedro del de potencia.

Toda la Cinemática analizada hasta este momento se ha referido exclusivamente a fuerzas intrusivas y las formas de disminuir su efecto, pero también debemos analizar los Ejes de Giro ante fuerzas extrusivas y tratar de contraarrestar su acción negativa para la estática protésica.

Ante fuerzas extrusivas, la prótesis va a girar en torno a los apoyos oclusales más alejados de la silla.

Existen dos recursos que ayudan a disminuir los Ejes de Giro ante estas fuerzas :

1. Diseño de elementos de estabilización de la prótesis.

Los elementos de estabilización protésica, conocidos como estabilizadores, deben diseñarse por delante de la línea de apoyo (ante fuerza intrusiva), donde se produce el Eje de Giro, evitando el levante distal de la prótesis y otorgando lo que se denomina Retención Indirecta.

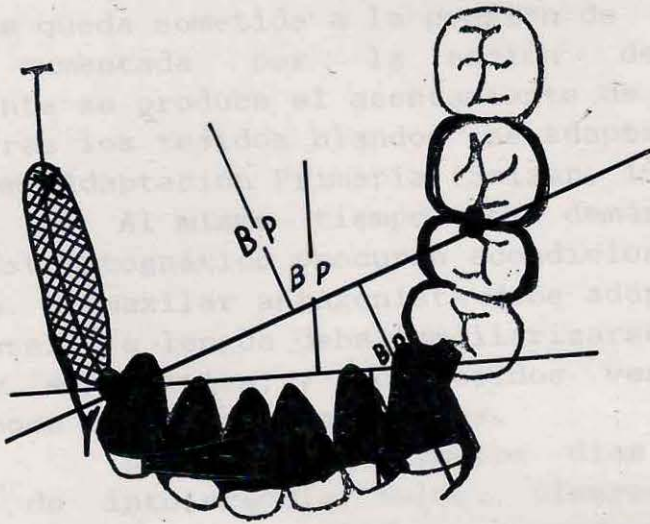
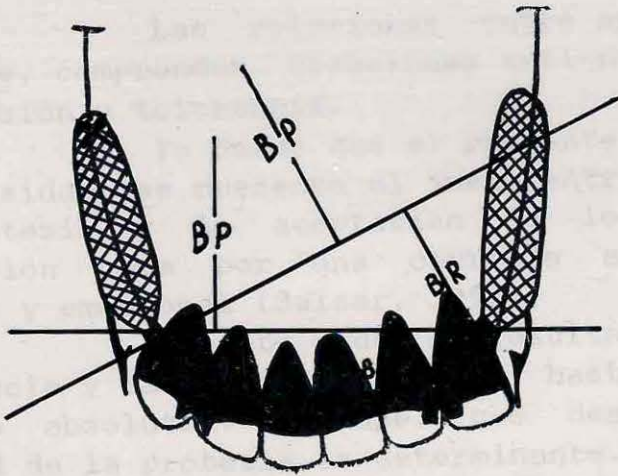
Pueden actuar como estabilizadores, elementos como :

- Retenedor Continuo Kennedy.
- Uñetas Incisales.
- Etc.

2. Analizar orientación de los retenedores.

Son los retenedores abiertos hacia la silla, los que contribuyen a la estabilización protésica. Lo que se explica fácilmente, al observar que el movimiento de giro de la prótesis en torno a su eje de rotación, los brazos de los retenedores abiertos hacia la silla se acercan al ecuador protésico, oponiéndose a la fuerza extrusiva.

Todo lo anterior, debe tender a una mejor comprensión de las fuerzas intraorales, que lleven a fracasos de una rehabilitación en base a prótesis parcial removible.



Respuestas Biológicas frente a la instalación de un aparato protésico

Las relaciones entre aparato protésico y paciente, comprenden reacciones anti-prótesis y fenómenos de admisión y tolerancia.

Ya desde que el paciente toma conciencia de su necesidad, se presenta el juego entre la reacción contra la prótesis y la aceptación de lo inevitable. Dicha aceptación pasa por una correcta adecuación nerviosa, anímica y emocional (Saizar, 1958).

De este modo, el resultado puede ir desde la tolerancia y satisfacción totales, hasta la intolerancia y rechazo absolutos. El papel que desempeña en esto la calidad de la prótesis es determinante.

Tras la instalación, lo primero que suele observarse es una reacción al contacto, desagrado, molestia ante el cuerpo extraño e incluso náuseas en algunos casos. Puede registrarse dolor ante sobreextensiones o compresión de la prótesis.

Desde que se instala el aparato, la mucosa subyacente queda sometida a la presión de la base, presión que es aumentada por la acción del antagonista. Gradualmente se produce el asentamiento de la prótesis y en pocas horas los tejidos blandos se adaptan, en lo que se conoce como Adaptación Primaria (Saizar, 1958).

Al mismo tiempo, los demás componentes del Sistema Estomatognático procuran acondicionarse a la nueva situación. El maxilar antagonista debe adaptarse a un nuevo tope oclusal, la lengua debe familiarizarse con los nuevos límites y superficies, y los tejidos vestibulares y del piso de boca deben ser desplazados.

Durante los primeros días se produce una reacción de intolerancia: dolor, ulceración en algunos puntos de la mucosa, salivación abundante, la prótesis molesta constantemente.

La explicación de estos fenómenos radica en el hecho de que los tejidos involucrados se han habituado a la falta de dientes: los músculos elevan el maxilar inferior mediante una contracción que se verá entorpecida por la presencia del aparato, la lengua ve reducirse su

amplia libertad de movimiento, topándose a cada momento con límites nuevos. Esto ocasiona dificultades en la pronunciación de las palabras, un cambio en la fonética propia del paciente, situación que debe normalizarse pasado el periodo de acostumbramiento (Rebossio, 1963). Las alteraciones fonéticas que se mantienen tras dicho periodo de adaptación, se deben por lo general, a un tamaño excesivo de los elementos protésicos, linguales principalmente, o a una ubicación inadecuada de los dientes o la base protésica (Henderson y Steffel, 1977).

Por otra parte, se describe un incremento de la salivación, en un intento por expulsar el elemento extraño del organismo. Esta situación también debe ser superada tras el periodo de adaptación; si no ocurre así, la alteración de la función salival puede ser una respuesta a procesos tales como estomatitis o irritaciones y ulceraciones de la mucosa oral.

La severidad de las reacciones propias del periodo de adaptación, dependerá de factores como defectos del aparato, tiempo que el paciente haya prescindido del uso de prótesis y sensibilidad del organismo. Además de la capacidad del paciente para aceptar un cuerpo extraño y presiones razonables (Henderson y Steffel, 1977).

La instalación de una prótesis involucra una variación en las condiciones higiénicas y fisiológicas de la cavidad oral. Así, puede observarse, entre otros, acumulación de detritus bajo la base, mucosa adelgazada y aumento en el grado de queratinización del epitelio (Saizar, 1958).

Cabe destacar, en relación a lo anterior, que la acumulación de detritus será mayor si se trata de bases ásperas y porosas.

Tras todo el proceso anteriormente señalado, mucosa y hueso terminan por habituarse al nuevo elemento, en lo que se ha llamado Adaptación Secundaria, permitiendo al aparato protésico, cumplir su función eficientemente.

El poder de adaptación del organismo juega un rol siempre importante en el éxito del tratamiento protésico, y es necesario tener en cuenta que a la edad de los pacientes que generalmente requieren una rehabilitación

de este tipo, los mecanismos de adaptación suelen no estar ya en las mejores condiciones.

Lesiones Paraprotéticas:

Un paciente portador de prótesis removible puede presentar alteraciones bucales localizadas o generalizadas, agudas o crónicas.

Ahora bien, no siempre es la prótesis la causa exclusiva de estas lesiones, sino que existen otros factores generales, ajenos al aparato, tales como traumatismos neuromusculares, trastornos sistémicos, así como el hecho bastante frecuente de considerar ilimitada la vida útil de una prótesis removible (Parra, 1969).

Las reacciones frente a la prótesis serán distintas según el tipo de mucosa afectada:

A. Mucosa Masticatoria:

a) Ulceraciones e Irritaciones localizadas:

Lesiones pequeñas, de forma redondeada e irregular, constituidas por invaginaciones o úlceras a veces difíciles de detectar visualmente.

Pueden deberse a la presencia de alguna arista ósea, contactos prematuros, o aristas e irregularidades de la base protésica.

b) Irritaciones generalizadas:

Enrojecimiento marcado, sin manifestaciones de dolor.

Pueden ser causadas por invasión del espacio libre, interferencias oclusales y falta de estabilidad protésica, entre otros.

B. Mucosa de Recubrimiento:

a) Ulceraciones por sobreextensión de bordes protésicos:

Lesiones semejantes a ranuras fisuradas, con extensión y profundidad dependientes de la zona afectada y el grado de sobreextensión.

A menudo la inflamación se debe, además de a

la sobreextensión, a la actividad de los tejidos cubiertos por la prótesis. Así, las zonas más frecuentemente afectadas por la sobreextensión, son las de mayor movilidad.

b) Epulis Fisurado:

Lesión pediculada, de carácter inflamatorio e hiperplásico, que se produce por una irritación mecánica continua y de larga duración. Puede presentar ulceración.

Generalmente, se asocia a una prótesis que se enclava en el flanco vestibular.

Aparecen con mayor frecuencia en casos de prótesis inmediatas en que no se realizó ajuste posterior. Se producen también por el uso prolongado de prótesis desajustadas.

Se distinguen una fase aguda y una crónica, en su evolución.

c) Traumatismo por oclusión de la cara interna de la mejilla:

Lesión consistente en una hiperplasia inflamatoria de la mucosa de la cara interna de la mejilla. Es una lesión traumática ocasionada generalmente, por oclusión cruzada o falta de contacto oclusal.

C. Mucosa Especializada:

La lesión se produce en la lengua durante la masticación, por fricción, roce con los dientes o la base protésica.

Es importante considerar en este punto, la reducción del espacio de movimiento de la lengua.

Reacciones de Hipersensibilidad:

Clásicamente, se describen como factores etiológicos de irritaciones y ulceraciones de los tejidos blandos orales, bajo bases metálicas de prótesis removibles, procesos bacterianos, micóticos, patologías obstructivas de glándulas salivales, traumas, etc... Pero es indudable que los cuadros de hipersensibilidad a las aleaciones metálicas y sus productos de corrosión, cumplen un papel etiológico importante.

La alergia constituye una hiper-respuesta tisular, a la formación de complejos antígeno-anticuerpo.

La estructura, el comportamiento biológico y el poder de absorción de la mucosa oral, además de la acción de la saliva, predisponen a este tejido a sensibilizarse frente a ciertas sustancias que, por contacto, originan una reacción de tipo alérgico (Parra, 1969).

En esta alergia por contacto, se produce una reacción de hipersensibilidad de la mucosa a los materiales constituyentes de la prótesis, reacciones que pueden presentarse inmediatamente o después de un contacto prolongado.

Se observa inflamación y enrojecimiento que puede comprometer a toda la mucosa oral. Hay sensación de ardor y dolor. Suelen aparecer vesículas y exudado en un estado más avanzado.

Prácticamente todas las aleaciones de Cr-Co utilizadas para el colado de bases protésicas, contienen níquel, berilio y, por supuesto, cromo, tres elementos potencialmente tóxicos, carcinogénicos y con un alto poder alérgico.

El problema con el níquel son las reacciones alérgicas (Meyer, 1986); así, un 9,7% de pacientes mujeres entre 24 y 44 años de edad, y un 0,8% de pacientes hombres, resultaron positivos al test de hipersensibilidad al níquel. De esta forma, el níquel es considerado el mayor inductor de hipersensibilidad, en relación a otros metales (Fisher AA, 1986).

El cromo se considera un posible carcinogénico en algunos animales, posee pequeña acción alérgica al estar presente en alguna aleación, pero es un potente inductor de hipersensibilidad en la forma de sal (Fisher, 1986).

La hipersensibilidad al cobalto es difícil de diferenciar de una al níquel, ya que la obtención de cobalto puro, sin contaminación con dicho elemento, es un proceso bastante complicado. Pre-existiendo un cuadro alérgico al níquel, éste parece potenciar una hipersensibilidad al cobalto.

El berilio es carcinogénico y tóxico cuando se presenta en forma de aerosol. Industrias y Laboratorios Dentales, requieren adecuada protección y ventilación durante los procesos de fundición y pulido. La presencia de berilio en aleaciones dentales, en cantidades inferiores a un 10%, puede ser considerada despreciable por el bajo número atómico del elemento (Meyer, 1986). Documentación sobre hipersensibilidad al berilio; no fue encontrada en esta revisión literaria. Sales solubles de berilio pueden causar dermatitis y úlceras granulomatosas, cuando penetran la piel.

La presencia de cobalto, cromo y níquel, en una misma aleación, origina cuadros de hipersensibilidad simultáneos, en una cadena de reacciones cruzadas. Debe partirse de la base de que cada metal de la aleación tiene potencial generador de una respuesta de hipersensibilidad.

Casos severos de hipersensibilidad, por uso de metales no preciosos en Prótesis Removible, existen pocos bien documentados. Hubler & Hubler reportaron el caso de un paciente con eritema generalizado de la cavidad oral, acompañado de una dermatitis en todo el cuerpo, no sensible a terapia esteroideal. Este cuadro cedió rápidamente al reemplazar el metal de la prótesis. El paciente resultó positivo al test de sensibilidad al cromo.

Wood (1974) y Brendlinger & Tarsitano (1970), informaron sobre casos similares.

En esta revisión bibliográfica, no se encontró información sobre alguna otra asociación entre irritaciones y ulceraciones de tejidos blandos orales, y lesiones dérmicas.

Los puntos de corrosión son la mayor forma de deterioro de la pasividad de las bases metálicas (Meyer, 1986). De esta misma forma, una pequeña grieta, hendidura, o la línea de unión entre resina y metal, tienen potencial inductor de corrosión. Ahora bien, estos focos de corrosión y sus subproductos, pueden estar implicados en las reacciones tisulares frente a bases metálicas.

Objetivo General

1. Determinar el comportamiento biológico y mecánico de tratamientos protésicos removibles tipo bases metálicas parciales de Cromo-Cobalto.

Objetivos Específicos

1. Describir las respuestas biológicas frente a la instalación de prótesis metálicas inferiores parciales, de Cr-Co.
2. Describir las respuestas patológicas frente a la instalación de prótesis metálicas inferiores parciales, de Cr-Co.
3. Comparar el comportamiento clínico de prótesis metálicas inferiores parciales, confeccionadas en aleación de Cr-Co, por dos Laboratorios Dentales.
4. Determinar las deformaciones y fracturas más frecuentes de observar en una base metálica.
5. Determinar las causas más probables de deformaciones y fracturas de una base metálica.
6. Cuantificar las modificaciones efectuadas por los Laboratorios a los Diseños Clínicos, en cuanto a forma, grosor y ubicación de los elementos protésicos, y su relación con el éxito o fracaso del tratamiento.

Materiales y Métodos

En el presente Seminario de Tesis se efectuó la rehabilitación de quince (15) pacientes, los cuales según clasificación de Kennedy pueden ser agrupados de la siguiente forma :

Tabla II.

Distribución de pacientes según clasificación de Kennedy, rehabilitados en la clínica de Prótesis Removible. Escuela de Odontología, Valparaíso. 1991-1992.

	Clase I	%	Clase IV	%
Nº Pacientes	13	80	2	20

Total : 15

Como se desprende de esta tabla, el 80% de los pacientes que conforman el grupo control, posee extremos libres bilaterales inferiores, ejemplos clásicos de Cinemática y por ende, de deformaciones y fracturas de bases metálicas.

La distribución del maxilar antagonista, en un alto porcentaje corresponde a desdentados totales, la Tabla 3 grafica esta situación :

Tabla III.

Distribución de pacientes según clasificación de Kennedy (Max. Sup.), rehabilitados en la clínica de Prótesis Removible. Escuela de Odontología, Valparaíso. 1991-1992.

	Clase III	%	Clase IV	%	Desdentado Total	%
Nº Pacientes	1	10	1	10	13	80

Es importante considerar que un antagonista

artificial, ejercerá una menor carga masticatoria sobre los tratamientos protésicos evaluados, en relación a una dentadura natural por lo tanto, las exigencias a las que se verán sometidos dichos tratamientos estarán disminuidos.

La selección de estos pacientes se efectuó realizando un estudio de las fichas clínicas de Prótesis Removible de la Escuela de Odontología de la Universidad de Valparaíso, preseleccionando aquellos pacientes que pudieran ser clasificados en Clases I y II de Kennedy y cuyos tratamientos hubieran sido controlados con un mínimo de tres sesiones de post-operatorio.

De esta forma se preseleccionaron sesenta (60) pacientes. A cada uno de ellos se les envió una carta, solicitando su colaboración en la realización de esta Tesis, y una segunda carta, citándolos a la Clínica de Prótesis Removible.

A esta primera sesión acudieron veinte pacientes, de ellos se seleccionaron quince (15); tres (3) manifestaron no tener interés ni tiempo para colaborar y dos (2) pacientes no habían sido rehabilitados correctamente, hecho que no quedó claramente indicado en sus fichas clínicas.

Los quince (15) pacientes seleccionados fueron rehabilitados a nivel de pre-grado, en el año académico 1991; al momento de su recepción todos los pacientes completaban a lo menos, cuatro (4) meses de instalación.

En esta sesión se efectuó a cada paciente un análisis del tratamiento protésico que portaban, datos que fueron recopilados en una ficha confeccionada para estos fines (Anexo). El análisis de cada tratamiento protésico, en una primera observación se orientó a determinar si dicho tratamiento fue el más adecuado al caso clínico y si la rehabilitación se realizó en forma correcta, sistemática y controlada. Al respecto, especial cuidado se tuvo en los controles post-operatorio, donde se cauteló el correcto

aprendizaje por parte del paciente de acciones como el adecuado retiro, inserción, higiene y cuidados generales, que debía mantener con sus aparatos protésicos. Finalizada la ficha clínica, se tomaron impresiones funcionales a todos los pacientes.

La determinación de qué Laboratorio realizaría las bases metálicas de determinado paciente, fue realizada por el Profesor Guía de esta Tesis, quien a través de la Oficina de Laboratorios de la Escuela de Odontología precisó el origen de la primera base metálica de estos pacientes, para así no repetir el trabajo de un mismo Laboratorio. Toda esta información fue manejada exclusivamente por el Dr. Jorge Rotter, con lo cual se evitaron subjetividades en la evaluación.

Los Laboratorios elegidos para la confección de la aparatología a instalar, corresponden al Sr. Agustín Contreras y el Laboratorio Wironit del Sr. Carlos Cofré, que por efectos de doble ciego denominaremos Laboratorios A y B, respectivamente.

El Laboratorio A utiliza aleación de Cr-Co de procedencia Alemana, marca comercial Chromodur cuya composición es :

Co : 63.5%
 Cr : 28%
 Mo : 5.5%
 Mn, Si, C, W : Trazas.

Datos Técnicos.

- Dureza Vickers : HV 10 : 385 N/mm².
 - Módulo de elasticidad N/mm² : 220.000
 - Límite de dilatación 0.2 % N/mm² : 570.
 - Resistencia a la tracción N/mm² : 820
 - Alargamiento de ruptura % : 5
 - Densidad g/cc : 8.4
 - Temperatura de colado °C : 1.535

Procedimientos de Laboratorio.

- Sistema de Fundición : Llama Oxígeno-Gas Licuado.
- Sistema de Colado : Centrifuga Mecánica.
- Sistema de Investido : Manual.

Para el proceso de investido de colados el Laboratorio A utiliza su propio investimento, fabricado en base a :

- Cuarzo grueso.
- Cuarzo fino.
- Oxido de Magnesio.

Todo mezclado con alcohol de quemar, ácido muriático y binder (alcohol).

El Laboratorio B, utiliza otra marca comercial de origen Aleman, en este caso Wironit Duro, cuya composición es la siguiente :

- Co : 64%
- Cr : 28,5%
- Mo : 5%
- Si : 1%
- Mn : 1%
- C : 5%

Datos técnicos.

- Dureza Vickers HV 10 : 910 N/mm²
- Módulo de elasticidad N/mm² : 225000
- Límite de elongación (Rp 0,2) N/mm²:625
- Resistencia a la tracción N/mm² : 910
- Alargamiento de ruptura % : 4,1
- Densidad g/cc : 8,2
- Temperatura de colado °C : 1420

Procedimientos de Laboratorio.

- Sistema de Fundición : Por inducción.
- Sistema de colado : Centrifuga eléctrica.
- Sistema de investido : Manual

Para este último proceso, este Laboratorio

fabrica su propio investimento, con los siguientes componentes :

- Cuarzo.
- Cuarzo extrafino (impalpable).
- Oxido de Magnesio.

Mezclando lo anterior con diferentes tipos de alcoholes, más ácido muriático.

Continuando con la rehabilitación de los pacientes de esta Tesis, en una segunda sesión se hizo prueba de base metálica y en las siguientes, se prosiguió con la sistematización propia de una rehabilitación protésica removible.

Completados los cuatro meses de control, se envió una nueva citación a cada paciente para así evaluar el tratamiento protésico que portaban, completando una nueva ficha de post-operatorio.

De este modo, se debió decidir entre dos tratamientos, para lo cual se consideró :

- 1º Fonética.
- 2º Función Masticatoria.
- 3º Estabilidad del aparato Protésico.
- 4º Adaptación del Terreno Biológico.
- 5º Comodidad del paciente.
- 6º Grado de deformación de las bases metálicas.

Aquel aparato protésico que cumpliera con la mayor cantidad de requisitos, fue finalmente instalado, dando de alta al paciente.

Evaluación Clínica y de Laboratorio de las Bases de Cr-Co.

La evaluación del tratamiento protésico de cada paciente, requirió un diagnóstico previo de cada uno de los pilares del Sistema Estomatognóstico, así como antecedentes de orden general, orientados a la pesquisa de enfermedades que pudieran alterar un pronóstico favorable.

A continuación se enuncian los puntos considerados dentro de esta evaluación (Ficha de Post-Operatorio).

1. Respuestas Biológicas.
 - 1.1. Salivación.
 - 1.2. Fonética.
 - 1.3. Irritaciones - Ulceraciones.
 - Etiología bacteriana.
 - Etiología traumática.
 - Etiología micótica.
 - Etiología alérgica.
 - Etiología por productos de corrosión.
 - 1.4. Opinión del Paciente.
2. Diseño Protésico.
 - 2.1. Adaptación al terreno biológico.
 - 2.2. Retención.
 - 2.3. Deformación de bases metálicas.

Este punto a analizar va en directa relación con aspectos evaluados clínicamente, tales como, adaptación al terreno biológico, retención y estabilidad protésica.

Cuantificar el grado de deformación sufrida por una base metálica, cuatro (4) meses después de la instalación, es prácticamente imposible, ya que no se trata de un cuerpo de prueba de medidas estandarizadas, donde es relativamente fácil determinar cuánta deformación traccional, compresiva, etc..., sufrirá la aleación; se podrá clasificarlas y probablemente buscar sus causas, pero no cuantificarlas.

Determinar que es deformación propiamente tal, y no confundirla con la fatiga natural de toda aleación metálica sometida a esfuerzos repetidos, no es fácil y quizá sí un poco subjetivo. Para unificar criterios al respecto, en esta Tesis se define deformación como la "Pérdida completa de función de cualquier elemento de la base metálica, dejando de cumplir, por lo tanto, con los objetivos para los cuales fue diseñado".

2.4. Fracturas.

Para los efectos de esta Tesis, se ideó la siguiente clasificación de las posibles fracturas :

- Tipo I : Fractura de conectores mayores.
- Tipo II : Fractura de conectores menores.
- Tipo III : Fractura de elementos de anclaje con función de retención.
- Tipo IV : Fractura de elementos de anclaje con función de contención.
- Tipo V : Fractura de elementos de anclaje con función de apoyo.

2.5. Modificaciones o Cumplimiento del Diseño Clínico.

Un aspecto importante en el comportamiento futuro de los tratamientos protésicos, es el determinado por las modificaciones que todos los Laboratorios que trabajan para nuestra Escuela, efectúan a los diseños clínicos de las bases metálicas.

Las modificaciones al Diseño se clasificaron de la siguiente forma :

- Tipo I : Modificaciones en forma.
- Tipo II : Modificaciones en grosor.
- Tipo III : Modificaciones en ubicación.

La importancia de este punto a evaluar en las bases protésicas, radica en el probable rol que pudieran jugar como factores causales de eventuales fracturas y deformaciones de dichas bases.

3. Cinemática.

3.1. Estabilidad Protésica.

Resultados y Discusión

A partir de la información obtenida de las fichas, especialmente diseñadas para estos fines, de cada paciente y para cada rehabilitación protésica, se obtuvieron resultados que se presentan a continuación en una serie de tablas seguidas de la correspondiente discusión.

1. Respuestas Biológicas.

1.1. Salivación.

Cualitativas y cuantitativas se observó normalidad en todos los casos. Esto se explica por tratarse de pacientes que ya portaban prótesis antes de este tratamiento, y el proceso de adaptación fue mínimo.

1.2. Fonética.

Tabla IV.

Alteraciones fonéticas en pacientes rehabilitados en la Clínica de Prótesis Removible. Escuela de Odontología, Valparaíso 1991 - 1992.

Alteración Fonética	N° Pacientes					
	Lab. A		Lab. B.			
Presencia	3	20%	2	13%	5	17%
Ausencia	12	80%	13	87%	25	83%
	15	100%	15	100%	30	100%

Los cinco pacientes que manifestaron alteraciones en esta función notaron un mayor grosor del conector Cingular de las prótesis en cuestión, en relación al otro tratamiento instalado.

La evaluación permite asegurar una correcta ubicación y adaptación de dichos conectores, confirmando el

mayor grosor de éstos, como posible factor causal de sus dificultades fonéticas, especialmente en la pronunciación de consonantes.

El grosor del conector Cingular debe ser el mínimo necesario para asegurar rigidez de éste : en nuestra revisión bibliográfica no encontramos datos exactos de este grosor; de la evaluación de las prótesis instaladas que no ocasionaron alteraciones en fonética obtenemos un promedio de 2mm de grosor, sobre éste ya encontramos dificultades.

No existe gran diferencia en las medidas registradas para cada laboratorio, en relación a los pacientes con alteraciones.

1.3. Irritaciones - Ulceraciones.

Tabla V.

Presencia de irritaciones y/o ulceraciones en pacientes rehabilitados en la Clínica de Prótesis Removible. Escuela de Odontología, Valparaíso, 1991 - 1992.

Irritaciones-Ulceracion.	N° Pacientes					
	Lab. A		Lab. B.			
Pcia.	3	20%	3	20%	6	20%
Acia.	12	80%	12	80%	24	80%
	15	100%	15	100%	30	100%

No se incluyen en esta relación aquellas alteraciones mucosas debidas a situaciones tales como, extensión de flancos, irregularidades y aristas en la terminación acrílica, y reacciones propias de un proceso de adaptación tisular; estas irritaciones ceden, al efectuar mínimos ajustes, durante las sesiones de control Post-Instalación.

La presencia de irritaciones y/o ulceraciones en la mucosa bajo la prótesis, pasado el tiempo de control de 4 meses, se relaciona con la falta de estabilidad del aparato protésico.

Tabla VI.

Aparatos protésicos con presencia de báscula, en relación a la manifestación o no de irritaciones y/o ulceraciones, en pacientes rehabilitados en la Clínica de Prótesis Removible. Escuela de Odontología, Valparaíso 1991 - 1992.

Irritaciones-Ulceraciones	Aparatos Protésicos con Presencia de Báscula			
	Lab. A		Lab. B	
Presencia	03	075%	03	100%
Ausencia	01	025%	--	---
	04	100%	03	100%

La fuerte asociación entre la presencia de báscula y de lesiones mucosas, y la localización de éstas en relación al aparato protésico y a la acción basculante, permiten afirmar que el principal factor etiológico de estas lesiones es de tipo traumático.

Al eliminar el factor traumático, derivado de una prótesis funcionalmente inestable, además de asegurar un adecuado control de placa bacteriana, las lesiones cedieron gradualmente.

La presencia de microorganismos, de naturaleza micótica o bacteriana, actúa como un factor coadyuvante en la etiología de las lesiones, en su origen y evolución.

Las lesiones detectadas son de carácter localizado, no se observaron alteraciones mucosas más generalizadas del tipo de reacciones de hipersensibilidad.

No se aprecian deferencias marcadas entre los pacientes rehabilitadas por prótesis de uno u otro Laboratorio.

1.4. Evaluación Clínica del Tratamiento.

De los treinta tratamientos instalados, veintitrés no requirieron ajuste posterior, declarándose los pacientes, satisfechos con sus rehabilitaciones.

Los siete aparatos protésicos que presentaron problemas no fueron nuevamente instalados. De éstos dos presentaron fractura de retenedores y los otros cinco, deformaciones, situaciones ambas que no admitían un nuevo ajuste como solución efectiva para la falta de retención.

2. Diseño Protésico.

2.1. Adaptación al terreno biológico.

Tabla VII.

Adaptación al terreno biológico en tratamientos realizados en la Clínica de Prótesis Removible. Escuela de Odontología, Valparaíso, 1991 - 1992.

	N° Aparatos Protésicos.					
	Lab. A		Lab. B			
Adaptación	10	67%	11	73%	21	70%
Desajuste	5	33%	4	27%	9	30%
	15	100%	15	100%	30	100%

Los desajustes, presentes en un 30% de los tratamientos efectuados, corresponden todos a desadaptaciones de elementos de anclaje con función de retención tipo Roach, y apoyo, tipo Uñetas insisales.

Tabla VII.

Elementos con pérdida de adaptación al terreno biológico, en aparatos protésicos desajustados, tratamientos realizados en la Clínica de Prótesis Removible. Escuela de Odontología, Valparaíso, 1991 - 1992.

	N° Aparatos Prot. Desajustados			
	Lab. A		Lab. B	
E.A.Retención	003	060%	002	050%
E.A.Apoyo	002	040%	002	050%
	005	100%	004	100%

El elemento de anclaje que no guarda una adecuada relación de contacto con el diente pilar, está imposibilitado de cumplir efectivamente su función. Esto ocasiona desestabilización del aparato protésico con presencia de báscula y, consecutivamente, aleaciones tisulares que ya fueron analizadas.

La pérdida de adaptación de los elementos protésicos se asocia a deformación de la base metálica, situación a la que se hará referencia en el turno correspondiente.

No se observaron diferencias de consideración entre los aparatos protésicos confeccionados por ambos Laboratorios.

2.2. Retención.

Tabla IX.

Retención o no de aparatos protésicos, tratamientos realizados en la Clínica de Prótesis Removible. Escuela de Odontología, Valparaíso, 1991 - 1992.

Retención	N° Aparatos Protésicos					
	Lab. A		Lab. B			
Activa	011	073%	012	080%	023	077%
No Activa	004	027%	003	020%	007	023%
	015	100%	015	100%	030	100%

La retención no activa es aquella que no posee resistencia a la acción de una forma extrusiva. Tal situación se observó en un 23,3% de los tratamientos evaluados.

Varios factores pueden estar involucrados en la pérdida de funcionalidad de un elemento de retención, tales como, una utilización de retenedor que le obligue a salvar una curvatura demasiado acentuada del diente pilar, el trabajo excesivo puede sobrepasar las propiedades del material o bien, acelerar el proceso de fatiga; calidad deficiente del metal utilizado que presentará propiedades inadecuadas; confección del elemento en un grosor inferior al requerido, lo que aumenta su elasticidad pero disminuye su resistencia, o con una forma inadecuada, lo que puede llevar a la creación de zonas de menor resistencia.

En esta investigación se han aislado las variables correspondientes a la acción clínica, por lo tanto el análisis quedará restringido a los factores relacionados con la calidad con la calidad del metal utilizado y la confección de la base protésica.

De los siete (7) aparatos protésicos que presentaron pérdida de retención, dos (2) corresponden a fracturas y cinco (5) a deformaciones de los elementos de anclaje responsables de la función retentiva. Ambos factores se estudian en el punto respectivo.

No se observaron diferencias marcadas entre los aparatos protésicos confeccionados por ambos Laboratorios.

2.3. Deformación de Bases Metálicas.

Tabla X.

Deformación en aparatos protésicos. Rehabilitaciones efectuadas en la Clínica de Prótesis Removible. Escuela de Odontología, Valparaíso 1991 - 1992.

Deformación	N° Aparato Protésico					
	Lab. A		Lab. B			
Presencia	005	033%	004	027%	009	030%
Ausencia	010	067%	011	073%	021	070%
	015	100%	015	100%	030	100%

Se detectó la presencia de deformaciones que afectaron a elementos de anclaje con función de retención y de apoyo, específicamente retenedores tipo Roach y Uñetas incisales.

Probables factores causales de deformación.

1. Modificaciones al diseño clínico.

Los aparatos protésicos que sufrieron deformación, presentaron todos alguna modificación en su diseño. Estas modificaciones afectaron la forma y el grosor de los elementos protésicos.

Se detectó que el trazó de los retenedores tipo Roach describía en algunos casos, una trayectoria de

ángulos marcados. Estos casos se correspondían en una proporción importante, con las deformaciones observadas.

Los ángulos marcados representan zonas en que se concentran los esfuerzos que debe soportar el elemento protésico durante su función. La concentración de tensiones en una zona induce un cambio en la estructura del material a ese nivel y, por tanto, un comportamiento diferente. Es probable que el proceso de fatiga se vea además acelerado. El resultado final de estos fenómenos puede manifestarse como deformación de elementos.

Por otro lado, se encontró que las uñetas incisales y los retenedores tipo Roach, mostraban en algunos aparatos, un grosor reducido. Estos aparatos correspondían con frecuencia, no siempre, a los deformados.

Un retenedor con un brazo delgado presentará elasticidad aumentada, que en algunos casos puede ser favorable, pero llevará aparejada una disminución de la resistencia. Este fenómeno es el que hace al elemento proclive a la deformación.

La misma situación puede producirse en el elemento con función de apoyo, una uñeta con un grosor insuficiente para lograr adecuada rigidez, presentará una resistencia inadecuada. Esto puede resultar en deformación y consecuente desadaptación del elemento.

Es importante considerar que los fenómenos a los que hacen mención los parámetros anteriores, se verán agravados si se agregan factores como calidad deficiente de la aleación o colado defectuoso.

2. Calidad de la aleación.

Una aleación de Cr-Co de baja calidad, con alto contenido de metal ya utilizado, presentará una estructura deficiente. Esto se reflejará en sus propiedades y es previsible que su comportamiento se vea afectado. Es probable además, que el proceso de fatiga sea favorecido por la estructura no homogénea del material.

Teóricamente, esta aleación deformará en menos tiempo y en mayor cuantía que el metal que no ha sido combinado con aleación ya fundida.

2.4. Fracturas.

Tabla XI.

Presencia o ausencia de fracturas de aparatos protésicos, en pacientes rehabilitados en Clínica de Prótesis Removible. Escuela de Odontología, Valparaíso. 1991 - 1992.

Fracturas	N° Aparatos Protésicos					
	Lab. A		Lab. B			
Presentes	001	007%	001	007%	002	007%
Ausentes	014	093%	014	093%	028	093%
	015	100%	015	100%	030	100%

Las dos fracturas observadas corresponden al Tipo III de la clasificación del punto 2.4. del capítulo anterior (Fractura de Elementos de Anclaje con función de Retención).

Probables factores causales.

1. Una vez determinado el tipo de fractura, se procedió a su análisis con un instrumento óptico. Para ello se utilizó una lupa binocular de procedencia Suiza, Wild Heerbrugg tipo 162.065, que cuenta con un ocular 10x y objetivos hasta 50x.

Dicho instrumento fue gentilmente facilitado por el Laboratorio de Ecología del Instituto de Biología de la Facultad de Ciencias Básicas y Matemáticas de la Universidad Católica de Valparaíso.

Este análisis se orientó a la pesquisa de :

- Poros en la aleación.
- Partículas de investimento u otro elemento extraño incorporado al metal.

El examen de las fracturas fue debidamente fotografiado, mediante un dispositivo adaptado a la lupa anteriormente especificada. Se trata de un aparato fotográfico Wild Herrbrugg MPS, también de origen Suizo. Se utilizó además un fotómetro de la misma marca, MPS 15 semiphotomat, y una luz para lupa Cambridge Instrument (fibra óptica).

Como puede apreciarse en las fotografías anexadas, en la única fractura del Laboratorio A se observa claramente la presencia de porosidades en la aleación colada. En tanto, la incorporación de partículas de investimento es evidente la fractura del Laboratorio B.

La presencia de poros en la aleación colada, puede ser explicada por los procesos utilizados para la confección de las bases metálicas. La llama utilizada (soplete oxígeno-gas licuado) para fundir el metal y la centrífuga mecánica que permite el ingreso del metal fundido a la cámara de colado, conforman un proceso que requiere estricto control por parte del operador, respecto de la acción de la llama y el momento exacto de efectuar el colado. De este modo, puede suceder que el metal no reciba un calentamiento homogéneo, o bien que no esté adecuadamente fundido al momento de accionar la centrífuga; situaciones ambas que redundarán en fallas en la estructura del metal colado.

Estas variables pueden ser mejor controladas, como se verá posteriormente, utilizando la técnica por inducción.

La estructura del metal correspondiente al Laboratorio B, presenta mayor homogeneidad que en el caso anterior.

Esto puede asociarse al proceso de Laboratorio utilizado en la confección de las bases metálicas : técnica por inducción eléctrica, que como se mencionó, presenta ventajas frente a la que utiliza soplete. Entre ellas cabe destacar, que la fundición no emplea llama, sino que se realiza por medio de una

resistencia eléctrica que rodea el crisol; de este modo, el calentamiento de la aleación es más uniforme. Además, la centrifuga se acciona automáticamente en el momento preciso en que el metal alcanza una adecuada fundición.

Así, los factores involucrados en el colado de la aleación, son más controlables.

La presencia de investimento incluido en el metal de la base protésica, puede explicarse por un posible desmoronamiento de la cámara de colado, debido a deficiente calidad del investimento o a incorrecto proceso de investido.

2. Modificaciones al diseño clínico.

Análisis que se efectuará más adelante, al evaluar las modificaciones al diseño clínico realizadas por cada Laboratorio y en cada tratamiento protésico.

Su relación como factor causal de fracturas de elementos protésicos, se dejará establecida en dicho análisis.

3. Calidad de la aleación.

Esta probable causa de fracturas es bastante difícil de medir en este diseño de investigación.

Es de conocimiento general el que ningún Laboratorio utiliza aleaciones 100% puras, incluso la A.D.A. acepta la incorporación de un 50% de aleación ya fundida en un nuevo colado. La problemática surge en el cumplimiento o no de esta especificación, ambos Laboratorios afirman hacerlo.

Una aleación de baja calidad (alto contenido de aleación ya fundida), sufrirá fracturas y deformaciones en un mayor porcentaje y en menor tiempo que aleaciones puras.

2.5. Modificaciones o Cumplimiento del Diseño Clínico.

Tabla XI.

Cumplimiento o no de los diseños clínicos en aparatos protésicos, por Laboratorio. Tratamientos realizados en la Clínica de Prótesis Removible. Escuela de Odontología, Valparaíso, 1991 - 1992.

Diseño Clínico	N° Aparatos Protésicos.					
	Lab. A		Lab. B			
Cumplimiento	010	067%	009	060%	019	063%
Modificaciones	005	033%	006	040%	011	037%
	015	100%	015	100%	030	100%

El 37% de los aparatos protésicos presentó alguna modificación en su diseño clínico.

Cinco (5) aparatos, que corresponden al 45% de los aparatos modificados mostraron grosor excesivo de los conectores de tipo Cingular. Esto se relaciona con alteraciones fónicas que superan el período de adaptación.

Nueve (9) presentaron modificaciones en los elementos de anclaje con función de retención, constituyendo un 82% de los tratamientos modificados en sus diseños clínicos. Estas modificaciones afectan grosor y forma de los retenedores.

Cinco (5) aparatos involucran a los elementos de anclaje con función de apoyo, correspondiendo a un 45% de los aparatos modificados. Las modificaciones detectadas afectan el grosor del elemento.

No se observaron diferencias marcadas entre los aparatos protésicos confeccionados por uno u otro

Laboratorio, en cuanto a las modificaciones realizadas a sus diseños clínicos.

Sólo se destaca a este respecto, la tendencia al Laboratorio A a confeccionar los retenedores Roach describiendo una trayectoria de ángulos marcados.

A partir de los resultados analizados en puntos anteriores, puede considerarse a las modificaciones realizadas al diseño clínico, como un probable factor causal de deformación y fracturas, pérdida de retención y subsecuente desadaptación del aparato protésico.

Modificaciones → Deformaciones → Falta de → Falta de → Desesta-
Fracturas Retención Adaptación bilización

Tabla XII.

Deformaciones y fracturas en aparatos protésicos modificados en su Diseño Clínico. Tratamientos realizados en la Clínica de Prótesis Removible, Escuela de Odontología, Valparaíso. 1991 - 1992.

	N° Aparatos Protésicos Modificados en su Diseño Clínico					
	Lab. A		Lab. B			
Deformaciones	003	060%	002	033%	005	045%
Fracturas	001	020%	001	017%	002	018%
Sin Alteración	001	020%	003	050%	004	037%
	005	100%	006	100%	011	100%

Todos los elementos fracturados o deformados fueron alterados en su diseño, esto permite establecer una relación que lo más probable es que sea de tipo causal.

Tabla XIII.

Capacidad retentiva en aparatos protésicos modificados en sus Diseños Clínicos. Tratamientos efectuados en la Clínica de Prótesis Removible, Escuela de Odontología, Valparaíso, 1991 - 1992.

N° Aparatos Protésicos Modificados en su Diseño Clínico						
Retención	Lab. A		Lab. B			
Activa	001	020%	003	050%	004	037%
Inactiva	004	080%	003	050%	007	063%
	005	100%	006	100%	011	100%

La asociación expresada por un 63% de correspondencia entre modificaciones al diseño clínico y pérdida de actividad retentiva, puede explicarse como una consecuencia de la relación establecida entre modificaciones al diseño clínico, en cuanto a forma y grosor de los elementos protésicos, y deformación de la base metálica.

Tabla XIV.

Adaptación o desajuste en aparatos protésicos modificados en sus Diseños Clínicos. Tratamientos realizados en la Clínica de Prótesis Removible, Escuela de Odontología, Valparaíso. 1991 - 1992.

N° Aparatos Protésicos Modificados en su Diseño Clínico						
	Lab. A		Lab. B			
Adaptación	---	----	002	033%	002	018%
Desajuste	005	100%	004	067%	009	082%
	005	100%	006	100%	011	100%

El 82% de los aparatos modificados en sus diseños clínicos, presentó desajuste. Estos desajustes correspondieron todos a elementos de anclaje con función de retención y apoyo.

Lo más probable es que la fuerte asociación existente entre modificaciones al diseño y desajustes correspondan a una relación de tipo causal.

3. Cinemática.

3.1. Estabilidad protésica.

Tabla XV.

Presencia o no de báscula en aparatos protésicos modificados en sus Diseños Clínicos. Tratamientos realizados en la Clínica de Prótesis Removible, Escuela de Odontología, Valparaíso. 1991 - 1992.

	Nº Aparatos Protésicos Modificados en su Diseño Clínico					
	Lab. A		Lab. B			
Estabilidad	001	020%	003	050%	004	036%
Báscula	004	080%	003	050%	007	064%
	005	100%	006	100%	011	100%

La presencia de báscula en los aparatos protésicos obedece a elementos que perdieron la capacidad de cumplir su función de modo efectivo, específicamente inactivación de elementos de retención que resulta en desestabilización del aparato protésico en función.

La modificación al diseño favorece la deformación del elemento y su consecuente inactivación; se establece así una relación probablemente causal, entre modificación y falta de estabilidad de la prótesis.

Conclusiones

Las respuestas biológicas observadas frente a la instalación de una prótesis parcial metálica de Cr-Co, puede clasificarse en dos tipos :

1. Reacciones propias de un proceso de adaptación, tales como, aumento de salivación, fónética alterada, presencia de irritaciones y/o ulceraciones de las mucosas; fenómenos de carácter temporal que desaparecen al realizar mínimas correcciones.

Alteraciones en fónética y salivación se observaron en todos los pacientes y con cada uno de los tratamientos instalados. En un 23% de éstos, se presentaron irritaciones y/o ulceraciones en relación a los aparatos protésicos.

2. Reacciones que trascienden el periodo de adaptación; se observó alteraciones fónicas en un 16% de los tratamientos realizados; cuya causa se atribuye al mayor grosor de los Conectores Cingulares (medida sobre 2mm).

La ausencia de lesiones paraprotéticas tardías, es una situación que puede estar influida por factores como tamaño de la muestra y período de control establecido en esta investigación; eventuales alteraciones pueden presentarse posteriores a dicho período.

Modificaciones al diseño clínico, en cuanto a forma y grosor de los elementos protésicos, efectuados por ambos Laboratorios indistintamente, fueron detectadas en un 30% de los casos, correspondiendo generalmente, no siempre, a los fracasos observados.

Las modificaciones más frecuentemente encontradas, corresponden a Elementos de Anclaje con función de Retención; se observa una tendencia al confeccionar dichos elementos de un grosor menor al requerido y con ángulos marcados.

Del total de aparatos protésicos modificados (11), un 64% presentó cierto grado de deformación o fractura de algún elemento protésico.

Dichas alteraciones en los aparatos protésicos corresponden como factor etiológico, al porcentaje de tratamientos con pérdida de retención y a un porcentaje importante de las desadaptaciones observadas.

La falta de Retención, ocasionada por fracturas y deformaciones de los Elementos de Anclaje, asociado en gran medida a las modificaciones encontradas, genera desestabilización de estos aparatos protésicos, en momentos de funcionalidad.

Debido a que los procesos de Laboratorio son distintos y el equipamiento en uno de ellos, Laboratorio B, de mayor tecnificación que en el otro, Laboratorio A; era de esperar que los resultados de la evaluación reflejaran tales diferencias; sin embargo no fue así, el comportamiento clínico de los aparatos protésicos de distinto origen fue bastante similar, a excepción de los dos casos de fractura que evidencian en cierta medida, las diferencias esperables.

Las prótesis finalmente instaladas se distribuyeron sin una tendencia definida hacia uno u otro Laboratorio; ocho (8) del Laboratorio A y siete (7) del Laboratorio B.

Un mayor tiempo de seguimiento podría detectar variaciones en el comportamiento de los aparatos protésicos confeccionados con distintos procesos de laboratorio.

El comportamiento de las bases metálicas confeccionadas en aleación de Cr-Co de distinta marca comercial, no presentó variaciones de consideración; lo que se corresponde con la similitud tanto en composición como propiedades de las mismas (datos aportados por el fabricante).

Con este diseño de investigación no es posible determinar el contenido real de aleación ya fundida en el metal utilizado para la confección de las bases metálicas. Los resultados de la evaluación del comportamiento de las prótesis no muestra diferencias entre los aparatos protésicos de distinto origen; esto podría

indicar que la reutilización ocurre en proporciones similares en uno y otro laboratorio, o bien que el tiempo de control considerado en esta investigación fue insuficiente.

El Clínico tratante debe cautelar y controlar todas las etapas involucradas en un tratamiento protésico, ya que el éxito de dicha rehabilitación es fundamentalmente de su responsabilidad.

RESUMEN

Se efectuó la rehabilitación de 15 pacientes desdentados parciales inferiores, clases I y II de Kennedy, siéndoles instalados 2 aparatos protésicos a cada uno, con un periodo de control de 4 meses. Dichos aparatos protésicos fueron confeccionados en Cr-Co, por dos Laboratorios Dentales que trabajan para la Escuela de Odontología, Valparaíso.

Transcurrido el periodo de control, se procedió a evaluar los tratamientos instalados, en relación a su comportamiento clínico y respuestas biológicas producidas.

Alrededor de un 23% de los tratamientos efectuados, fue al fracaso, considerando como tal aquel tratamiento protésico que no cumple las funciones para las cuales fue diseñado.

Las modificaciones que ambos Laboratorios realizaron a los diseños clínicos de las bases metálicas, en cuanto a forma y grosor de los elementos protésicos, pueden incluirse como probables factores causales de dichos fracasos. Del total de prótesis instaladas, 11 fueron modificadas en sus diseños; los siete casos considerados fracaso se ubican en este grupo.

Un segundo factor a considerar es el procedimiento de Laboratorio; aún cuando no hubo diferencias significativas en el comportamiento de los aparatos protésicos de distinto origen, los resultados pueden variar con un periodo de control mayor al considerado en esta Tesis.

La calidad del metal utilizado en la confección de las bases, especialmente en lo que se refiere a la mezcla con aleación ya fundida, y su ingerencia en el comportamiento futuro de las prótesis, es una variable que no pudo ser evaluada en esta investigación para realizar dicha evaluación, deben aislarse todas las variables anteriormente mencionadas.

Por último, la responsabilidad final de cualquier tratamiento corresponderá al clínico tratante, debiendo éste cautelar y controlar todas las etapas involucradas en la rehabilitación.

A N E X O S



500x

FOTO 1: Laboratorio A.



500x

FOTO 2: Laboratorio B.

UNIVERSIDAD DE VALPARAISO
 FACULTAD DE ODONTOLOGIA
 ESCUELA DE ODONTOLOGIA
 VALPARAISO

Ficha Post-Operatorio

I. Identificación.

Nombre Edad
 Dirección Fono
 Sexo Estado Civil
 Ocupación

II. Antecedentes Generales.

.....

III. Antecedentes Odontológicos.

.....

IV. Examen Físico.

A.T.M.

	Der.	Izq.	Desde
Dolor			
Ruidos			
Subluxación			
Desviación			

Apertura Bucal

2,5 Cm.
 -4 Cm.
 +4 Cm.

Componente Muscular.

	Der.	Izq.	Desde	Músculo
Dolor				
Nódulos				
Hipertonía				
Hipotonia				

Otras Observaciones

.....

.....

Fonética.

Alteraciones Si No

Tipo

Intraoral.

a) Soporte Protésico Desdentado.

1. Características de la Fibromucosa.

	Maxilar	Mandíbula
Delgada-Pálida	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Gruesa bien irrigada	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Resiliente	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Movible	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

2. Zonas Irregulares.

	Si	No
Tuberosidad	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Papila piriforme	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Rafe medio palatino	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Línea oblicua int.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Línea oblicua ext.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Angulo disto-lingual	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Exostosis	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Tono muscular a nivel del sellado	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Frenillos	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

3. Irritaciones-Ulceraciones.

	Si	No	Porque
Irritación generalizada de la mucosa	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Ulceras localizadas	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Queilosis angular	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Lesiones del paradencio	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Candidiasis subprotésica	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	

4. Lesiones Hiperplásicas.

	Si	No
Hiperplasia papilar inflamatoria	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Epulis fisurado	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Reborde fibroso	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Cicatrización defectuosa	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

5. Salivación.

CalidadCantidad.....

6. Posición de la lengua.

Anterior	<input type="checkbox"/>	Posterior	<input type="checkbox"/>
Normal	<input type="checkbox"/>	Hipertrófica	<input type="checkbox"/>

7. Visión de los maxilares incluyendo prótesis.

Corte Frontal

Corte Horizontal

b) Soporte Dentado.

1. Dentograma.

Abrasión (x)
Movilidad (I-III)
Vitalidad (+ -)
Saco (mm.)

Saco (mm.)
Vitalidad (+ -)
Movilidad (I-III)
Abrasión (x)

2. Examen Funcional.

Pilares de apoyo intermaxilar :

Molares Premolares Frente Premolares Molares

Der.					Izq.

3. Relación Vertical.

Normal	<input type="checkbox"/>	Espacio libre interoclusal.....mm.
Disminuida	<input type="checkbox"/>	Dimensión vertical oclusiva.....mm.
Aumentada	<input type="checkbox"/>	Dimensión vertical de reposo.....mm.
		DVO con prótesis.....mm.

4. Relación Horizontal.

Desplazada en dirección : Sagital Transversal

Causas del desplazamiento : Impedimento de desp.
 Contactos prematuros

5. Alteraciones del plano oclusal.

Migraciones
 Prótesis intruidas
 Otras

6. Oclusión.

Grupos dentarios que son cargados :

Protrusión : Anteriores Post.Der. Post.Izq.
 Lateralidad derecha : Anteriores Post.Der. Post.Izq.
 Lateralidad Izquierda : Anteriores Post.Der. Post.Izq.

Existe guía canina : Si No Cuándo.....
 Existe disoclusión : Si No Cuándo.....

7. Parafunciones.

Bruxismo Céntrico	<input type="checkbox"/>	Posición anómala mandíbula	<input type="checkbox"/>
Bruxismo Excéntrico	<input type="checkbox"/>	Movilidad dentaria	<input type="checkbox"/>
Impresión de Lengua	<input type="checkbox"/>	Facetas de desgaste	<input type="checkbox"/>
Morder Labio	<input type="checkbox"/>	Diastemas	<input type="checkbox"/>
Succionar Labio	<input type="checkbox"/>	Dolores musculares al despertar	<input type="checkbox"/>
Succionar Mejilla	<input type="checkbox"/>	Molestias en encías al despertar	<input type="checkbox"/>

Observaciones
.....
.....

8. Diagnóstico radiográfico.

.....
.....
.....
.....

V. Examen Prótesis.

1. Descripción aparato protésico. Esquemático.

.....
.....
.....
.....
.....
Descripción Antagonista :
.....
.....
.....

2. Adaptación.

Adaptación en extremo libre-brecha	: Ajuste	<input type="checkbox"/>	Desajuste	<input type="checkbox"/>
Adaptación a mucosa rebordes	: Ajuste	<input type="checkbox"/>	Desajuste	<input type="checkbox"/>
Adaptación elementos de conexión	: Ajuste	<input type="checkbox"/>	Desajuste	<input type="checkbox"/>
Adaptación elementos de retención	: Ajuste	<input type="checkbox"/>	Desajuste	<input type="checkbox"/>

3. Retención.

Estado de los Retenedores
.....
.....

¿ Actividad ?

Actividad Inactivo Sobreactivo

4. Estabilidad prótesis parcial.

Apoyo dentario :

Puntiforme Lineal Superficial

Ante fuerza vertical : Báscula Si No

5. Relación dientes artificiales en reborde.

Sobre el reborde Fuera del reborde

6. Diferencia de movimiento entre dientes remanentes y sillas.

Alta Baja

7. Condición terreno biológico residual.

Resistente Insuficiente

8. Eje de inserción.

Dificultad Inserción Inserción Normal

9. Materiales de restauración protésica.

Aleación metálica : Fractura
Distorsión

Acrílico bases : Calidad superficie : Porosa
Lisa

Acrílico dientes : Desgaste superf. oclusal
Fractura dientes

10. Higiene Prótesis.

Depósitos blandos Si No

Sobre dientes
Sobre retenedores
Superficie tisular

11. Fractura prótesis.

Acrílico
Metal

Causa fractura :
.....
.....
.....

VI. Laboratorio.

Nombre :

Aleación utilizada.

Marca Comercial :
Técnica Investido :
Técnica Colado :

Análisis del elemento mecánico.

Cumplimiento del diseño clínico Si No

Modificaciones al Diseño.

Conector principal Si No

Retenedores Si No

Apoyos - Uñetas incisales Si No

Sochapas Si No

Elemento funcional :

Sillas Si No

Dientes Si No

UNIVERSIDAD DE VALPARAISO
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
ESCUELA DE ODONTOLOGIA

Estimado paciente :

Tenemos el agrado de dirigirnos a Ud., para comunicarle que ha sido seleccionado(a) para participar en el Seminario de Tesis para optar al Título de Cirujano-Dentista, "Comportamiento clínico y de laboratorio de bases de Cobalto/Cromo".

Dicha tesis consiste en evaluar el resultado de su tratamiento, la prótesis que porta actualmente.

Todo esto sin costo para Ud. y con una mínima inversión de tiempo.

Con este objeto le solicitamos que acuda a nuestra Facultad el próximo mes de Marzo, en una fecha que indicaremos oportunamente.

Agradecemos de antemano su colaboración.

Atentamente.

Prof. Dr. Jorge Rotter P.
Jefe Cátedra
Prótesis Removible.

Valparaíso, 22 de Enero de 1992.

UNIVERSIDAD DE VALPARAISO
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
ESCUELA DE ODONTOLOGIA

Estimado paciente :

En el marco de la realización del Seminario de Tesis para optar al Título de Cirujano-Dentista, "Comportamiento clínico y de laboratorio de bases de Cobalto/Cromo", y confiando en su favorable acogida a nuestra primera carta, volvemos a dirigirnos a Ud.

Le recordamos que dicha Tesis consiste en evaluar el resultado de su tratamiento, la prótesis que porta actualmente.

Con este fin le solicitamos acuda a nuestra Facultad el Día Jueves 12 de marzo a las 14 Hrs. La atención se realizará en la Clínica A.

Agradecemos de antemano su puntualidad.

Atentamente.

Atentamente.

Prof. Dr. Jorge Rotter P.
Jefe Cátedra
Prótesis Removible.

Valparaíso, 09 de Marzo de 1992.

UNIVERSIDAD DE VALPARAISO
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
ESCUELA DE ODONTOLOGIA

Estimado paciente :

Tenemos el agrado de dirigirnos nuevamente a Ud., para reiterarle y agradecer su participación en el Seminario de Tesis titulado, "Comportamiento clínico y de laboratorio de bases de Cr-Co", que nos permitirá optar al Título de Cirujano-Dentista.

En la etapa final de esta Tesis, rogamos a Ud. acudir a nuestra Facultad el día Martes 14 de Julio, a las 14 Hrs., en dependencias de la Clínica B.

Agradeciendo de antemano su colaboración.

Atentamente.

Prof. Dr. Jorge Rotter P.
Jefe Cátedra
Prótesis Removible.

Valparaíso, 01 de Julio de 1992.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- Henderson D, y Steffel V. L. (1977): Initial Placement, Adjustment and Servicing of the Removable Partial Denture. En: McCracken's: Removable Partial Prosthodontics, Editorial The C. V. Mosby Company, Saint Louis, pp. 384-393.
- Macagno, J.I. (1988): Elementos Protéticos en el Diseño de Prótesis Parcial Removible, Normas de Diseño. En: Cómo encarar el Diseño en Prótesis Parcial Removible. Editorial Mundi, Buenos Aires, pp. 1-17.
- Macchi, R.L. (1988): Propiedades de los Materiales, Materiales Metálicos. En: Materiales Dentales, Editorial Médica Panamericana S.A., Buenos Aires, pp. 22-24 ; 92-95.
- Marxkors, R. (1984): Silla y Dinamica de la Silla, Análisis de la Estática, Anclaje, Estabilización. En: La Prótesis Parcial con Base Colada sobre Modelo, Editorial BEGO, Bremen, pp. 10-11 ; 20-39.
- McCabe, J.F. (1988): Propiedades utilizadas para caracterizar los Materiales. En: Anderson: Materiales de Aplicación Dental, Salvat Editores S.A., Barcelona, pp. 18-20.
- Mueller, H. (1984): Tarnish and Corrosion of Dental Alloys, Editorial Progrental, Buenos Aires, pp. 403-414 ; 423-434 ; 496-501.
- O'Brien, W.J. y Rige, G. (1980): Aleaciones Metálicas para Bases de Prótesis. En: Materiales Dentales, Editorial Médica Panamericana S.A., Buenos Aires, pp. 215-218.
- Parra Herrera, N. (1969): Lesiones Paraprotésicas Bucales. En: Prótesis Completa, Editorial Universitaria S.A., Santiago, pp. 215-219.
- Peyton, F.A. y col. (1964): Aleaciones de Metales bajos. En: Materiales Dentales Restauradores, Editorial Mundi S.A., Buenos Aires, pp. 295-307.
- Phillips, R.W. (1973): Chromiun-Cobalt-Nickel base alloys

- Phillips, R.W. (1973): Chromium-Cobalt-Nickel base alloys for Dental Casting. En: Skinner's: Science of Dental Materials, Editorial W.B. Saunders Company, Philadelphia, pp. 592-605.

- Rebossio, A.D. (1963): Biomecánica, Clasificación de los Casos, Elementos Protésicos y su Rendimiento Clínico. En: Prótesis Parcial Removible, Editorial Mundi S.A., Buenos Aires, pp. 86-150 ; 163-166.

- Saizar, p. (1958): Retención Utilizando Dientes Remanentes, Retención Indirecta, Diseño en Prótesis Removible, Organismo y Prótesis. En: Prótesis a Placa, Editorial Mundi S.A., Buenos Aires, pp. 204-350.

- Skinner, E.W. y Phillips, R.W. (1960): Pigmentación y Corrosión, Aleaciones de Cr-Co para Colado. En: La Ciencia de los Materiales Dentales, Editorial Mundi S.A., Buenos Aires, pp. 341-350 ; 561-573.

- Specifications of the A.D.A., Capítulos II y V, American Dental Associations Specifications Number 14, for Dental Cr-Co Casting Alloy.

- Taylor, T.D. y Morton, T.H. (1991): Ulcerative Lesions of the Palate Associated with Removable Partial Denture Castings. J. Prosthet Dent 66:213-21.

- Torrealba, G. y San Pedro, P. (1988): Seminario de Tesis "Estudio in-vitro de Propiedades Físicas, Mecánicas y Químicas de Aleaciones de Cr-Co de mayor uso en nuestro medio", Valparaíso.

- Diseño Protésico y Cinemática en Prótesis Removible (1990-1991). En: Apuntes Cátedra Prótesis Removible, Escuela de Odontología, Valparaíso.