

373



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO.

---

---

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**METALURGIA EN PRÓTESIS REMOVIBLE**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

**CIRUJANO DENTISTA**

P R E S E N T A:

**ANTONINO MARTÍN MORONES ESTRADA.**

DIRECTOR:

Mtro: ENRIQUE NAVARRO BORI.

México, D. F;

Mayo, 2001





Universidad Nacional  
Autónoma de México



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

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

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

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

## **AGRADECIMIENTOS**

A dios que me creó y me dio doble bendición con Lorena y Gustavo.

A mis padres Emma y Francisco por enseñarme su camino, Gracias.

Mis deudas son grandes y me siento incapaz de expresar mi gratitud y aprecio a todos y cada uno de los que me impulsaron a realizar esta meta en mi vida.

A mis queridos hermanos: Emma, tranquilidad; Rosa María, fuerza; María del Pilar, entereza; Francisco, visión y orden; Laura Alicia, socialización; y a la más pequeña de todos María de la Paz, confianza para salir adelante.

Alejandra por su incondicional amor, apoyo moral y comprensión a quien en tan poco tiempo formo parte importante de mi vida, Gracias Ale.

Dr. David Amado Paredes su apoyo en todo momento fue inagotable, Gracias maestro.

A todos los profesores que me invitaron a la investigación y el estudio.

Por confiar en que lo lograría, gracias muchas gracias.

Antonino Martín.

## ÍNDICE

|   |           |
|---|-----------|
| <b>INTRODUCCIÓN .....</b>                         | <b>1</b>  |
| <b>Capítulo 1.- DATOS HISTÓRICOS.....</b>         | <b>4</b>  |
| <b>Capítulo 2. - DEFINICIONES.....</b>            | <b>7</b>  |
| <b>Capítulo 3. - METALES.....</b>                 | <b>11</b> |
| <b>Capítulo 4. – ALEACIONES:.....</b>             | <b>14</b> |
| <b>4.1. - Aleaciones de Cromo Cobalto.....</b>    | <b>17</b> |
| <b>4.2. – Aleaciones de Acero Inoxidable.....</b> | <b>23</b> |
| <b>4.3. – Aleaciones de Oro.....</b>              | <b>26</b> |
| <b>4.4. – Aleaciones de Titanio.....</b>          | <b>30</b> |
| <b>CONCLUSIONES.....</b>                          | <b>36</b> |
| <b>REFERENCIAS BIBLIOHEMEROGRAFICAS.....</b>      | <b>37</b> |

## **INTRODUCCIÓN**

La finalidad de la prótesis es la reconstrucción de la función y estética del paciente, la cual puede llevarse a cabo por medio de prótesis fija, removible, combinada o con implantes óseo integrados.<sup>5</sup>

La prótesis parcial removible puede estar soportada por dientes para llamarse dentosoportada y por dientes y tejido blando para recibir el nombre de mucodentosoportada o a extremo libre.<sup>5</sup>

La estructura colada de una prótesis removible esta diseñada con características únicas que deben seleccionarse para cumplir sus funciones. La construcción de la prótesis parcial removible requiere comunicación fluida y productiva entre el cirujano dentista y el técnico de laboratorio, el cuál tiene que seguir las instrucciones del clínico y en caso de duda o discrepancia, comunicarse con él para resolverlo.<sup>5</sup>

Así uno de los propósitos y características de la prótesis parcial removible, es la utilización de elementos metálicos basado en propiedades tales como: rigidez, resistencia, fidelidad, estabilidad y retención. Además de poco volumen para no interferir en la fisiología de la masticación y confort del paciente, por consiguiente una biocompatibilidad con las estructuras circundantes con las que estará en contacto íntimo.<sup>18</sup>

Su estudio no puede quedar cerrado ya que siempre la tecnología mediante investigaciones consigue mejorías en cada una de las aleaciones para su aplicación odontológica.<sup>5</sup>

Para poder seleccionar entre una y otra aleación debe ser con circunstancias directamente relacionadas a tejidos de soporte y dientes

remanentes, como por ejemplo: algún problema de sensibilidad a los materiales, (alergia al níquel o cobalto<sup>5, 18)</sup> en consecuencia es preciso tener estudios que nos auxilien, para el diagnóstico de estos problemas.

No debe omitirse esfuerzo alguno al preparar una prótesis, ya que actualmente tenemos a nuestra disposición materiales y aparatos con la tecnología suficiente para lograr el éxito profesional.<sup>17</sup>

# **METALURGIA EN PRÓTESIS REMOVIBLE**

# CAPITULO 1

## ***DATOS HISTÓRICOS***

Existen pocos antecedentes históricos con respecto a las aleaciones, a pesar de que la práctica odontológica se remonta a épocas anteriores a la era cristiana, y como ejemplo los fenicios y etruscos utilizaron bandas y alambres de oro para la construcción de dentaduras parciales.

Se tienen datos de que la primera odontología moderna comienza con el Dr. Pierre Fauchard cuando en 1728 publica un tratado, en el que describe diferentes tipos de restauraciones incluyendo un método para la construcción de prótesis de marfil.

En 1756, el Dr. Pfaff describe un método para toma de impresiones de la boca con cera, con las que confecciona un modelo con yeso paris.

En 1792, el Dr. Chamant patenta un proceso para la construcción de dientes en porcelana, así a principios de siglo se introduce la incrustación de porcelana.

Un avance importante en los conocimientos culmina en 1895 cuando el doctor e inagotable investigador G. V. Black trata y mejora, cada una y la mayoría de las materias y materiales dentales hasta ese momento vistas.

En 1907 el investigador Taggart presenta las incrustaciones vaciadas y se conoce como la primera aplicación de la cera perdida, que se reporta en la odontología. El material descrito por Taggart tuvo un éxito instantáneo y pronto se vaciaron todo tipo de incrustaciones, coronas, prótesis parciales fijas y removibles.

Sin embargo, los elementos puros no tienen las propiedades físicas óptimas para todos los tipos de restauraciones y pronto se utilizaron aleaciones reforzadas como se usaban en la joyería con plata, bronce, e incluso platino.

Las fuerzas de masticación fueron un problema para la adaptación de las restauraciones que con experimentos no tan exactos como en la actualidad y que los instrumentos para comprobar la carga al diente eran demasiado grandes no era posible determinar la carga exacta, tomando en cuenta que al masticar el hombre abre la boca aproximadamente de 12 a 18 mm.

En 1919 el ejército de los E. U. A. solicita al National Bureau of Standards que fijara especificaciones, clasificaciones y selección de la amalgama dental; el entonces director Dr. Souder publica en 1920 un excelente informe que es recibido con entusiasmo en la comunidad odontológica que a su vez, solicita estudios similares para cada uno de los materiales usados en la práctica.

Desafortunadamente no se cuenta con el apoyo económico del gobierno y las empresas particulares solventan los gastos trabajando en el llamado Departamento Nacional de Normas bajo la dirección de miembros del mismo equipo. Apoyando propuestas y proyectos de ellos mismos. Todos los descubrimientos son y están publicados bajo un acuerdo: "EL DE PROPIEDAD COMÚN".

En 1928 se integran a la Asociación Dental Americana.

En 1932 el grupo de Materiales Dentales del National Bureau of Standards investiga y clasifica las aleaciones utilizadas a la fecha.

En 1948 las aleaciones eran muy diversas con respecto al porcentaje que contenían, pues, todas usaban los mismos elementos que a continuación se describen:

| TIPO | ORO<br>% | PLATA<br>% | COBRE<br>% | PALADI<br>O % | PLATIN<br>O % | ZINC % |
|------|----------|------------|------------|---------------|---------------|--------|
| A    | 79-92    | 3-12       | 2-4        | 0-5           | 0-5           | 0-5    |
| B    | 75-78    | 12-14      | 7-10       | 1-4           | 0-1           | .5     |
| C    | 62-78    | 8-26       | 8-11       | 2-4           | 0-3           | 1      |

|   |       |      |       |     |     |     |
|---|-------|------|-------|-----|-----|-----|
| D | 60-71 | 4-20 | 11-16 | 0-5 | 0-3 | 1-2 |
|---|-------|------|-------|-----|-----|-----|

Las aleaciones de Cromo-Cobalto y Cromo-Níquel aumentaron de popularidad al compararse con las de oro. Las ventajas eran evidentes, bajo peso, aumento en propiedades mecánicas y costos reducidos.

Las investigaciones se incrementan sobre estas aleaciones en 1970 por los altos costos de los metales preciosos, más adelante en 1978 el precio del oro aumenta tan rápido que los aparatos removibles se hacen incosteables por lo que se enfoca la atención al desarrollo de nuevas aleaciones que compitan en un mercado más generalizado para uso dental.<sup>18</sup>

## CAPITULO 2

### DEFINICIONES

**Alargamiento.-** Porcentaje de longitud inicial que se deforma cuando se rompe bajo tracción. Un metal es frágil cuando el porcentaje de alargamiento es menor al 5% y es dúctil cuando es superior.<sup>5</sup>

**Aleación.-** La combinación de dos o más elementos que posean propiedades y características metálicas se denomina aleación. Las propiedades de ellas difieren de manera importante de los elementos que las constituyen. La posibilidad de que dos elementos formen soluciones sólidas viene determinada por la existencia de ciertas similitudes entre ambos, (tamaño atómico casi igual y reticulado espacial principalmente).<sup>9</sup>

**Creep.-** Deformación plástica permanente, producto de una tensión mantenida o cíclica inferior al límite proporcional.<sup>5</sup>

**Cristalografía.-** Ciencia encargada del estudio de la forma y propiedades físicas, métricas y químicas de la materia cristalizada. Existen por lo menos catorce formas distintas de estructura o red pero las más utilizadas en odontología son las que pertenecen al sistema cúbico. Las más comunes que se puedan definir son: a) cúbica a cara centrada; b) cúbica a cuerpo centrado; c) hexagonal, y d) tetragonal a cuerpo centrado. La disposición que adopta cada cristal depende de factores específicos, del radio atómico y la distribución de la carga de los átomos.<sup>11</sup>

**Deformación Elástica.-** La tensión inducida por debajo del límite proporcional da lugar a una deformación, si cesa esa tensión la deformación también, concluye: el metal se comporta elásticamente.<sup>5</sup>



**Deformación Plástica.**- Si la tensión inducida se encuentra por arriba del límite proporcional, al cesar la tensión la recuperación elástica no es total y se obtiene una deformación permanente.<sup>5</sup>

**Ductilidad.**- Capacidad de un metal de deformarse permanentemente bajo cargas traccionales. El valor de la deformación que encontramos entre el límite elástico y el punto de fractura del material nos indica su ductilidad, si se le aplican fuerzas de tracción. Un material dúctil puede ser doblado y estirado sin fracturarse.<sup>5</sup>

**Dureza.**- Resistencia que ofrece un metal a que se le efectúe una indentación permanente. Este valor depende no sólo del tipo de metal a estudiar, sino de la forma del indentador y de la carga con que se proyecte.<sup>5</sup>

**Fragilidad.**- Si al aplicar tensión a un metal, la rotura esta cercana al límite proporcional, no existe deformación plástica es decir, no tolerará la deformación permanente; el metal será frágil.<sup>5</sup>

**Límite de Proporcionalidad.**- Tensión máxima que se puede inducir a un metal sin que se pierda la proporcionalidad entre la tensión y deformación, punto donde comienza la deformación permanente o fractura si se es frágil.<sup>5</sup>

**Límite Elástico.**- Tensión máxima que puede soportar un material sin sufrir deformación permanente; el límite elástico se encuentra situado ligeramente por encima del límite proporcional en gráficas de tensión deformación. En la práctica se pueden considerar equivalentes.<sup>5</sup>

**Maleabilidad.**- Capacidad de un metal de deformarse permanentemente bajo cargas compresivas. El valor de la deformación que encontramos entre el límite elástico y el punto de fractura del material nos indica su maleabilidad si le aplicamos fuerzas de compresión. Un material maleable puede ser golpeado hasta formar láminas y no fracturarse.<sup>5</sup>

**Metales.-** Es importante conocer su estructura atómica, para deducir sus características físicas, la estructura compacta de su reticulado espacial da lugar a que la densidad de los materiales metálicos sea más elevada que la de los demás materiales. Salvo el mercurio, los metales suelen ser duros y brillantes a temperatura ambiente y muestran una estructura cristalina en la que los átomos suelen estar compactados. En condiciones normales los metales son policristalinos, constituidos por un número determinado de granos cristalinos. Tan solo en condiciones experimentales muy controladas es posible conseguir un cuerpo metálico de un solo grano cristalino, al cual si se le aplicara una carga de corte, las relaciones entre los distintos átomos se verían alteradas, entonces se producirá una pérdida de continuidad en el reticulado espacial o sea una rotura. Conociendo las características de los átomos de un metal o aleación, es posible calcular de manera matemática cuál sería la tensión máxima necesaria para producir rotura.<sup>5</sup>

**Metalurgia.-** Arte y ciencia encargada de la preparación y aplicación de los materiales metálicos. Existen tres tipos de metalurgia; metalurgia química, física y mecánica. La primera estudia los procesos de obtención en medios naturales. La física, estudia su naturaleza, estructura, propiedades, y mecanismos para variar estas propiedades. Por último la mecánica que estudia los métodos para dar forma y de estos métodos los principales son el colado y forjado; que se complementan ambos con la soldadura.<sup>5,11</sup>

**Módulo de elasticidad o de Young.-** Relación numérica existente entre cualquier tensión que no supere el límite proporcional y su deformación correspondiente. Este cociente siempre nos dará un valor constante.<sup>5</sup>

**Punto de Fusión.-** Paso de una sustancia de sólido a líquido. En los hornos se practican distintas clases de fusiones, cuando se liquida para vaciarlo o para separar metales con diferentes puntos de fusión.<sup>18</sup>

**Resiliencia.**- Capacidad de absorber energía al deformar de manera elástica un metal. Está relacionada directamente con el límite proporcional (sin superarlo) e inversamente con el módulo de Young en la gráfica de tensión-deformación está representada por el área debajo de la zona elástica.

**Resistencia a la abrasión.**- Capacidad de no desprender partículas superficiales por la acción de un agente abrasivo. Depende de las características del material, del tipo de agente abrasivo y de la lubricación.<sup>5</sup>

**Rigidez y flexibilidad.**- En la gráfica tensión-deformación, para igual tensión máxima e igual límite proporcional, la rigidez será mayor en el metal en que se produzca menor deformación. En realidad, el módulo de elasticidad no define la elasticidad del material sino su *rigidez*. Un módulo elevado indica un material  *rígido*. Si el módulo de elasticidad es muy elevado, también lo será la tensión inducida para producir la deformación elástica.

**Tenacidad.**- Capacidad de absorber energía al deformar plásticamente un metal por encima del límite proporcional. En la gráfica tensión-deformación está representada por el área total debajo de la curva.<sup>5</sup>

**Unión metálica.**- Es formada por unión atómica, mediante enlaces metálicos de valencia primaria, que se presentan como sólidos resistentes, la unión suele ser fuerte de tal manera que se necesitan temperaturas elevadas para fundirlos.<sup>11, 5</sup>

## CAPITULO 3

### **METALES**

Los metales son elementos químicos que tienen características que los identifican y distinguen de los elementos no metálicos.<sup>11</sup>

Son elementos que en estado sólido tienen una estructura cristalina, es decir que forman cristales, con iones distribuidos que llevan a la formación de un reticulado espacial.<sup>11</sup>

De acuerdo con las diferentes ubicaciones que pueden tener los iones en el reticulado se pueden dar distintos tipos celdas unitarias. Los tipos más comunes a) Cúbica a cara centrada, CCC; b) Cúbica a cuerpo centrado, CC; c) Hexagonal compacta HC; y d) tetragonal a cuerpo centrado.<sup>11</sup> Sin embargo algunos elementos como el titanio después de una temperatura mayor a los 882.5°C experimenta un cambio y pasa a tener una estructura cúbica.<sup>5</sup>

En general se puede decir que raras veces un metal se presenta como un único cristal, sino que aparece como un conglomerado de cristales muy pequeños.<sup>11</sup>

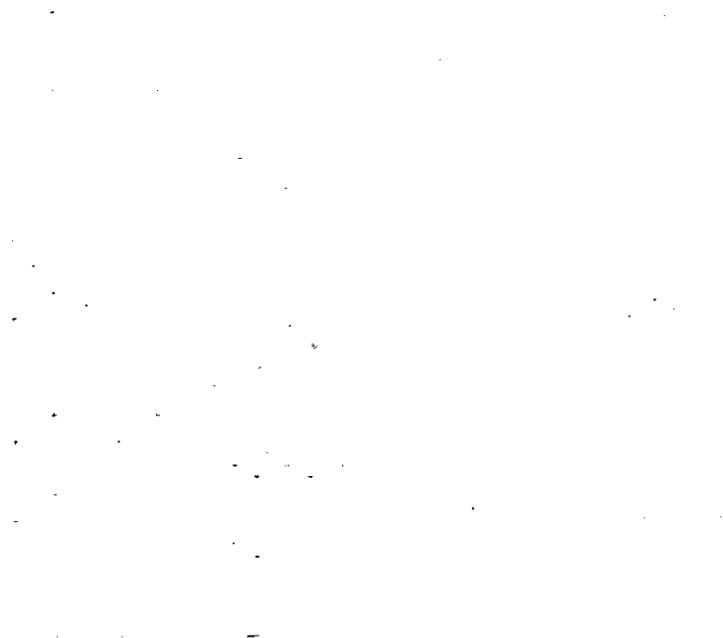
En la tabla<sup>17,12</sup> siguiente podremos observar algunas propiedades y puntos relevantes para su estudio y comprensión:

| ELEMENTO  | SIMBOLO | PUNTO DE FUSIÓN °C | PUNTO DE EBULLICIÓN °C | ESTRUCTURA CRISTALINA |
|-----------|---------|--------------------|------------------------|-----------------------|
| Aluminio  | Al      | 660                | 2450                   | CCC                   |
| Antimonio | Sb      | 630.5              | 1380                   | Rómbico               |
| Berilio   | Be      | 1277               | 2970                   | HC                    |
| Bismuto   | Bi      | 271                | 1560                   | Rómbico               |
| Boro      | B       | 2310               | 2550                   | Tetragonal            |

|           |    |       |      |               |
|-----------|----|-------|------|---------------|
| Cadmio    | Cd | 321   | 767  | HC            |
| Carbono   | C  | 3600  | 4200 | Diamante      |
| Cinc      | Zn | 419.5 | 907  | HC            |
| Cobalto   | Co | 1495  | 2900 | HC            |
| Cobre     | Cu | 1083  | 2336 | CCC           |
| Cromo     | Cr | 1890  | 2480 | CC            |
| Estaño    | Sn | 231.9 | 2270 | Tetragonal    |
| Galio     | Ga | 29.8  | 1983 | Ortorrómico   |
| Hierro    | Fe | 1537  | 2730 | CC            |
| Indio     | In | 156.2 | 2000 | Tetragonal CC |
| Iridio    | Ir | 2454  | 4400 | CCC           |
| Magnesio  | Mg | 650   | 1107 | HC            |
| Manganeso | Mn | 1260  | 1900 | Cúbico        |
| Mercurio  | Hg | -38.4 | 357  | Rómbico       |
| Molibdeno | Mo | 2620  | 4800 | CC            |
| Níquel    | Ni | 1455  | 3075 | CCC           |
| Oro       | Au | 1063  | 2600 | CCC           |
| Paladio   | Pd | 1536  | 4000 | CCC           |
| Plata     | Ag | 960.8 | 1950 | CCC           |
| Platino   | Pt | 1773  | 4500 | CCC           |
| Plomo     | Pb | 327.3 | 1750 | CCC           |
| Rodio     | Rh | 1966  | 2500 | CCC           |
| Silicio   | Si | 1420  | 2355 | Diamante      |
| Tantalio  | Ta | 2900  | 5300 | CC            |
| Titanio   | Ti | 1668  | 3262 | HC            |
| Tungsteno | W  | 3655  | 6700 | CC            |
| Vanadio   | V  | 1710  | 3000 | CC            |



FIG.2.-(arriba) Estructuras cristalinas, 3.- (abajo) Celdas unitarias.<sup>12</sup>



## CAPITULO 4

### *ALEACIONES*

La mezcla sólida de dos o más elementos que posea propiedades y características metálicas recibe el nombre de *aleación*.<sup>5</sup>

El empleo de un material implica una selección, en la cual habrá variedad según el caso o necesidad, se pueden emplear materiales puros, pero su uso es muy limitado ya que se corroen rápidamente y son relativamente blandos, no obstante, toleran incorporaciones de otros materiales en estado sólido o líquido.<sup>17</sup>

En general se incluyen mezclas de dos o más elementos metálicos y en algunos casos de un metal y un no-metal que, por lo general se unen por medios de fusión.<sup>17</sup>

En la mayoría de los casos, los componentes de las aleaciones son completamente solubles en estado líquido, permitiendo de esta forma su combinación física. Esto significa que cuando los componentes se encuentran mezclados en estado líquido constituyen un sistema homogéneo, o sea, con una sola fase.<sup>11</sup>

Sin embargo cuando se mezclan dos elementos para constituir las aleaciones de una sola fase se obtienen reticulados espaciales siempre algo deformados, ya que sus átomos nunca son absolutamente iguales en tamaño.

En un reticulado de la aleación, las dislocaciones pueden moverse con menor facilidad que en un metal puro. Así, las aleaciones tienen siempre propiedades mecánicas superiores a las de los metales que las componen.

Hay aleaciones dentro de algunos sistemas que permiten producir la presencia o no de esa fase "extraña" según el régimen de calentamiento o

enfriamiento a que sean sometidas. En esto se basan los denominados tratamientos térmicos.

La formación de una estructura en la que las dislocaciones no puedan moverse, la aleación será dura y frágil. En el caso contrario será blanda y dúctil. Se podrá hacer entonces tratamientos térmicos endurecedores o ablandadores, respectivamente. Los primeros aumentan la dureza, límite proporcional y resistencia y disminuyen el alargamiento y los segundos hacen lo contrario. El módulo de elasticidad en ningún caso se modifica.<sup>11</sup>

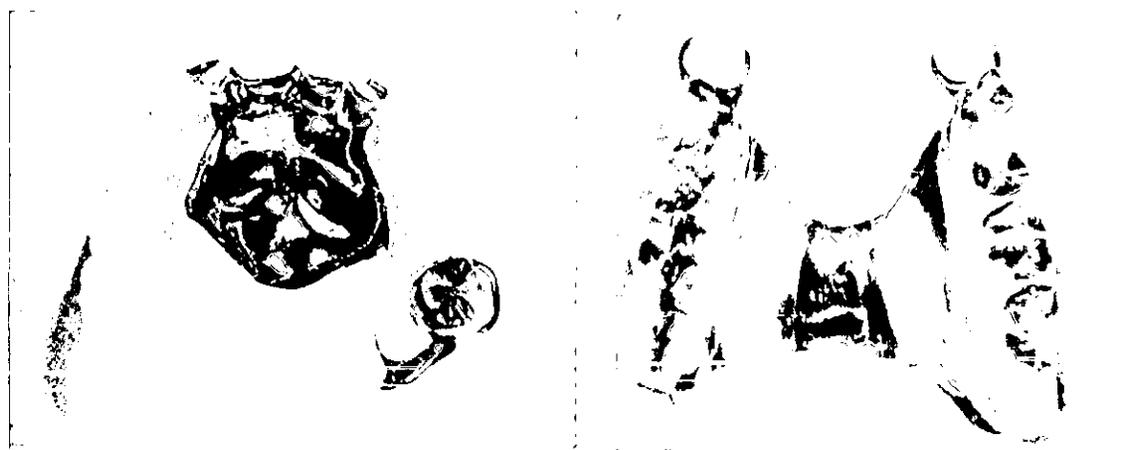
Pueden existir grietas microscópicas en la aleación, situación que provoca la concentración de tensiones. Éstas, a su vez, motivan la propagación de grietas, hasta que ocurre la fractura. Las microgrietas pudieran surgir de fallas en la solidificación o de una concentración de dislocaciones.

Es interesante considerar que la resistencia a la tracción aumenta con el índice de aplicación de cargas, pues disponen con menos tiempo para que haya escurrimiento plástico cerca de la microfisura a fin de aliviar la concentración de tensiones. Esta fractura se conoce como frágil y en comparación con una dúctil, en la cual puede haber deformación plástica antes de la fractura. Los materiales quebradizos no soportan las cargas de flexión o tracción elevadas que a menudo se registran en aplicaciones estructurales. Generalmente la fractura es transgranular cuando es la temperatura ambiente e intergranular como ocurre en altas temperaturas.<sup>17</sup>

No se descarta que la elección de una buena aleación es indispensable para elaborar una prótesis parcial removible. Aunque debe considerarse también que existen sujetos que presentan alergia a ciertos metales o aleaciones. Dichos sujetos pueden presentar hipersensibilidad epitelial pero ninguna reacción sistémica o a la mucosa. Por eso se recomienda hacer pruebas si existe hipersensibilidad por parte del sujeto en sus antecedentes medico-patológicos.<sup>17</sup>

Se han realizado varios estudios para determinar el efecto del pH oral sobre el grado de corrosión de diferentes tipos de aleaciones. El efecto del pH no es tan decisivo para la corrosión de las aleaciones, pero su composición si afecta directamente el grado corrosivo que presenta en el medio oral. Ya que la disolución de iones ocurrió en todos los estados probados de pH, y se observó que el grado de disolución fue moderadamente bajo para las muestras que contienen Ti ya que están cubiertas con una capa protectora. Mientras que la disolución iónica fue más alta en muestras que contienen cobre y latón. La adición de Co y Mo mejoró su resistencia a la corrosión.<sup>2</sup>

Estos hallazgos se confirman por Kedici y cols. Que además mencionan que las aleaciones que contienen Cr-Ni-Mo son las más resistentes a la corrosión. Además hace énfasis en que todas las aleaciones y metales puros demuestran liberación de iones en todas las soluciones electrolíticas probadas. El Ti demostró tener la mayor resistencia a la corrosión pero su empleo con una aleación corrosiva debe examinarse más a fondo.<sup>7</sup>



Prótesis Removible y  
Acrílico .Fig.4 y 5.<sup>5</sup>

## **ALEACIONES DE CROMO-COBALTO**

### **Composición**

Las aleaciones de Cr-Co son útiles debido a la combinación de su alta resistencia mecánica y su excelente resistencia a la corrosión (en especial a temperaturas elevadas). Estas aleaciones fueron conocidas con el nombre de estrellitas, ya que mantenían su aspecto brillante como una estrella aún en las condiciones más graves de corrosión.

La primera aleación de Cr-Co utilizada en odontología (1929) contenía 70% de Co y 30% de Cr aproximadamente pues, tenía pequeñas cantidades de C, Mn y Si. En la actualidad, difiere muy poco de la composición inicial con pequeñas cantidades de Ni y Mo que reemplazan al Co. Esto se hace necesario porque se necesitaba un poco más de ductilidad que la que provee la aleación 70-30%, pero al mismo tiempo no se necesita de la elevada resistencia a altas temperaturas que brinda el alto contenido de Co. Su reemplazo por otros elementos aumenta la ductilidad a expensas de la resistencia mecánica. Se rigen bajo la norma numero 14 de la ADA actualizada en 1982.<sup>5</sup>

| Metales        | (%)    |
|----------------|--------|
| Co             | 55-65  |
| Cr             | 23-30  |
| Ni             | 0-20   |
| Mo             | 0-7    |
| Fe             | 0-5    |
| C              | 0-4    |
| W, Mn, Si, Pt. | Trazas |

Se han realizado pruebas, para evaluar diferentes materiales y determinar cual es el óptimo a emplear tanto, para recorte como terminado de las dentaduras parciales fabricadas con este tipo de aleación. Por su bajo

costo y gran desempeño al corte la piedra rosa es la mejor cuando se trata de realizarlos en el laboratorio dental. Las fresas de tungsteno de carburo fueron el instrumento preferido para empleo clínico ya que produjeron la superficie más lisa.<sup>20</sup>

### **Efecto de los componentes de la aleación**

El cobalto es el elemento fundamental para proporcionar dureza, resistencia y rigidez a la aleación. También posee un alto punto de fusión. El cobalto se pasiva, de esta forma hace que la aleación sea particularmente buena en este sentido.<sup>5</sup>

El cromo forma una serie de soluciones sólidas con el Co, aunque los dos elementos presentan distinta estructura cristalina. Es uno de los pocos elementos que se pasiva con facilidad y eficacia, propiedades que conserva al incorporarse a una aleación, lo que protege a esta de la corrosión; aumenta la resistencia a la pigmentación. En estas condiciones el Cr reduce el punto de fusión.<sup>5</sup>

El níquel es intercambiable con el Co, cuando el níquel reemplaza al cobalto, la resistencia, la dureza, el módulo de elasticidad y la temperatura de fusión tienden a descender, mientras la ductilidad aumenta.<sup>5</sup>

El molibdeno disminuye el tamaño del grano, lo que lo provee de más núcleos para la solidificación durante el colado. Esto es muy importante en la prótesis parcial removible, ya que las aleaciones de Cr-Co tienden a presentar granos de gran tamaño, lo que determina que pueden existir muy pocos en el espesor, por ejemplo, de un retenedor o de una barra conectora. Existen otros elementos presentes en pequeñas cantidades: El hierro y el berilio, que endurecen por formación de solución sólida; el galio y el indio que disminuyen el tamaño de grano y el manganeso y el silicio que actúan como desoxidantes.<sup>5</sup>

El último elemento y el de mayor significado es el carbono, que muestra una influencia considerable en las propiedades mecánicas. El

carbono forma una limitada solución sólida intersticial con los elementos principales, proporcionando dureza. A parte forma carburos especialmente con el Cr. Una pequeña cantidad de carburo aumenta la resistencia de forma considerable. La solución ideal es que existan carburos en forma de pequeñas islas distribuidas en la solución sólida. Es importante que los carburos no formen una estructura continua, ya que produce una fragilidad excesiva. A más rápido enfriamiento a través del intervalo de fusión, menores posibilidades de formación de carburos.<sup>5</sup>

### **Propiedades mecánicas**

Las aleaciones de Cr-Co, son muy frágiles lo que dificulta el trabajo de labrado. La técnica más utilizada es el colado, pero requiere revestimientos que soporten las altas temperaturas de fusión del metal. Son aleaciones muy duras y el acabado de la superficie es más difícil que el de las de oro que son más blandas. Su módulo de elasticidad es de 225 Gpa, cerca del doble de lo que poseen las de oro, esto algunas veces no es conveniente pues impide el paso de retenedores en ecuadores muy marcados. La ductilidad es baja, son frágiles y su endurecimiento es rápido debido al trabajo mecánico, por lo que pequeños ajustes de los retenedores pueden producir su fractura.<sup>5</sup>

El Dr. Ali examinó la distorsión del esqueleto de Cr-Co construidos individualmente y ajustados por diferentes técnicos en el mismo modelo de trabajo. Entre uno y otro se observó una diferencia significativa, su estudio demostró que la distorsión de un elemento no está relacionado con su ajuste por la presencia o ausencia de espacios entre los componentes del esqueleto y los dientes.<sup>1</sup>

Existen investigaciones que mencionan sobre adhesión metal-resina como el que menciona el Dr. Ohkubo y cols; y dice que el esqueleto de una dentadura parcial removible a menudo se fractura en donde se encuentra adherido la retención del metal a la base acrílica de la dentadura, es decir el

retenedor y conector mayor. Pero se ha comprobado que el diseño del esqueleto es parte importante del éxito de una prótesis removible, independientemente del material que se emplea en su fabricación. Los esqueletos tridimensionales especialmente los de doble estructura tienen mayor resistencia a la fatiga y pueden proveer del servicio clínico a largo tiempo.<sup>14</sup>

En caso de fracturas las uniones eléctricas de porciones de las dentaduras parciales removibles realizadas con soldadura eléctrica frecuentemente fallan después del empleo rutinario por lo cual se recomienda que este tipo de aleación se suelde por medio de láser. Se debe emplear soldadura pulsante de láser para poder lograr una mayor fuerza tensil. Cabe hacer notar que las porciones a soldar, deben prepararse con arenador utilizando oxido de silicio de 50 micras a 25 psi. Esto es con el fin de reducir la reflexión del rayo láser durante la soldadura.<sup>13</sup>

Además de lo recién mencionado la soldadura con láser, tiene ventajas a favor sobre la tradicional. La técnica de soldadura con láser consume menos tiempo y produce uniones más precisas y fuertes, que la soldadura convencional.<sup>10</sup>

El número de dureza Vickers es de aproximadamente 370N, pero puede superar 400N. Ello condiciona que el acabado y pulido superficial sean difíciles.

El desgaste en pruebas de ensayo es el menor de entre todas las aleaciones dentales, tanto por pérdida de volumen como de masa. La densidad de las aleaciones Cr-Co se halla entre 8-9 g/cm<sup>3</sup>.

Propiedades mecánicas, aleaciones de base cobalto.<sup>5</sup>

|                                | Co-Cr-Mo | Co-Cr-W-Ni |
|--------------------------------|----------|------------|
| Resistencia traccional<br>Mpa. | 655      | 860        |
| Límite de elasticidad          | 450      | 310        |

|                                |         |    |
|--------------------------------|---------|----|
| 0.2 % Mpa.                     |         |    |
| Límite de elongación %         | 8       | 10 |
| Resistencia a la fatiga<br>Mpa | 310.793 | -- |

Ozdemir y cols. Investigaron sobre los efectos que ocasiona el volver a colar aleaciones de Ni-Cr con respecto a la corrosión que estos presentan. Por razones económicas durante los últimos 60 años las aleaciones semipreciosas y no preciosas han sido reutilizadas con metales nuevos para disminuir el costo. La resistencia a la corrosión de estas aleaciones especialmente el Cr-Ni a causa de las reacciones biológicas y la sensibilización causada por el Ni, se comprobó que el numero de veces que se volviera colar no tiene efecto sobre el esqueleto de la prótesis.<sup>16</sup>

### **Biocompatibilidad**

Compatibles, ya que las aleaciones de Cr-Co, se han comercializado por más de 50 años empleándose en prótesis parcial removible, y han sido utilizadas en prótesis sobre implantes. Puede ser que algunos pacientes sean sensibles o alérgicos a alguno de los elementos metálicos de la aleación, debido por lo general al contenido en Co, aunque es poco frecuente. La sensibilidad al Níquel es más común, causando dermatitis alérgica al metal. Así mismo en la prótesis removible, se debe tener en cuenta esta reacción que se presenta al Ni, ya que puede ser un componente utilizado en estas aleaciones.

Las aleaciones de Cr-Co son muy adecuadas para el uso intrabucal aunque el acabado es más difícil que en las de oro. Se puede obtener un buen pulido que se mantiene debido a la excelente resistencia a la corrosión de la aleación en el medio oral, el ataque con soluciones a partir de cloro como el hipoclorito de sodio es lo que debe evitarse.<sup>5</sup>

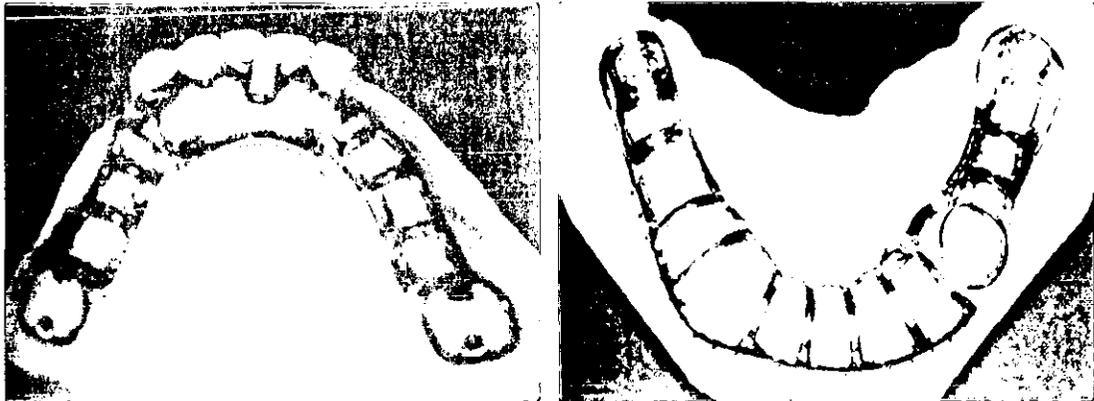
## Indicaciones

Pacientes que no presenten reacciones alérgicas a algunos de los elementos que forman la aleación. Se debe tener especial cuidado en pacientes que refieren algún tipo de alergia en especial al níquel, que no toleren la bisutería, cadenas metálicas de reloj y otros elementos metálicos de acero inoxidable.

Se trata de una aleación de primera elección en la construcción de estructuras metálicas en prótesis parcial removible, ya que sus características mecánicas, su densidad y costo la hacen favorable.

El buen acabado superficial permite obtener un brillo permanente que se mantendrá durante largo tiempo.

Estas aleaciones no permiten pasar por ecuadores muy prominentes, lo que dificulta en ocasiones la estética para ocultar los retenedores.<sup>5</sup>



Antiestéticas Fig. 6, 7.<sup>5</sup>

## **ALEACIONES DE ACERO INOXIDABLE**

Algunas veces es necesario confeccionar la base de una prótesis completa en metal, lo que se puede realizar utilizando un procedimiento de colado entre una aleación de Cr-Co, aunque es difícil colarla con espesores tan finos como el que a menudo requieren estas bases.

La aleación más adecuada es el acero inoxidable, que a diferencia de la de Cr-Co puede ser forjada. Aun así, el proceso de elaboración resulta imposible de realizar con el equipamiento que poseen los pequeños laboratorios, lo que restringe su uso.

Los aceros inoxidables son una de las muchas categorías de acero y su principal atributo es su muy buena resistencia a la corrosión. Presenta buenas propiedades mecánicas pueden ser forjados y son bastante baratos. En general son utilizados para aparatos ortodónticos, retenedores protésicos y bases de prótesis.

Los aceros son por definición de Fe-C, con o sin el agregado de otros elementos. Los elementos que contienen un mínimo del 12% de Cr muestran buena resistencia a la corrosión, debido al efecto pasivador del Cr. Se suelen denominar aceros inoxidables.

Existen tres tipos con diferentes estructuras cristalinas determinadas por su composición:

- 1.- Ferrítico: Estructura cúbica a cuerpo centrado. El contenido aproximado en Cr es del 12 al 28 %. No contienen ningún otro elemento fundamental en la aleación.
- 2.- Martensítico: Contiene un 12-17% de Cr, una pequeña de Ni y otra gran cantidad de C. Estructura tetragonal a cuerpo centrado. Son los aceros inoxidables más duros. Se utilizan para el instrumental quirúrgico.
- 3.-Austenítico: Se emplea en odontología. Posee un 16-25% de Cr y un mínimo del 8% de Ni. Estructura cristalina cubica a cara centrada. Se utiliza para aparatos ortodónticos y prótesis por su resistencia a la

corrosión. La composición es: 17-19% de Cr, 8-19% de Ni y menos del 015% de C.

### **Propiedades Mecánicas**

Facilidad de trabajo, No son fáciles de colar debido a su rango de fusión y se suelen utilizar forjados. Presentan un grado razonable de ductilidad. Pueden ser procesados por medio de muchas técnicas pero, se endurecen mecánicamente con mucha facilidad. Es necesario tomar precauciones al deformarlos. El módulo elástico del acero inoxidable es de 200 GPa. un poco menor que las aleaciones Cr-Co . Debido al efecto del endurecimiento por deformaciones mecánicas, la resistencia y ductilidad dependen de la magnitud de la deformación previa.

### **Resistencia a la Corrosión**

Los aceros inoxidables austeníticos son los más resistentes a ésta por lo que, son los más adecuados para su uso en las prótesis bucales. Su resistencia a la corrosión no es tan buena como las aleaciones de oro, de Cr-Ni o de Cr-Co, ya que estas dos últimas contienen mayor cantidad de Cr. En particular tenemos que evitar calentar el acero a temperaturas mayores de los 650 a 1000 °C durante su manipulación, ya que puede producirse precipitación de carburos de Cr menos resistentes a la corrosión.

### **Biocompatibilidad**

Es buena aunque menos que las otras aleaciones analizadas, debido a que en su composición existe el níquel, debe tenerse precaución con este material en pacientes sensibles.

### Indicaciones y Contraindicaciones

Las ventajas de la prótesis de acero inoxidable son, que la base es delgada, ligera y conduce el calor con rapidez, asegurándose así, que el paciente mantenga una reacción refleja normal a los estímulos calientes y fríos. La base es fuerte y presenta una buena resistencia a la corrosión. Los principales inconvenientes son la falta de detalles de la superficie sobre la placa forjada, y quizá más importante la laboriosa técnica requerida para el forjado, aplicando clavijas de retención por soldadura y elaborando las partes acrílicas de la prótesis. Al ser un material más elástico que las aleaciones de Cr-Co permite colocar retenedores en ecuadores más marcados, por lo que está indicada su utilización como parte activa de los retenedores. Esta contraindicada absolutamente la utilización de todos los aceros inoxidables en pacientes con alergia al níquel, ya que es una parte importante de su composición.<sup>5</sup>



Base Metálica. Fig.8, 9.<sup>5</sup>

## ALEACIONES DE ORO

Las más empleadas en odontología son de cuatro tipos (I al IV). Que se distinguen por el porcentaje de metal precioso en su composición.

| TIPO | ORO<br>% | PLATA<br>% | COBR<br>E % | PALADIO<br>% | PLATIN<br>O % | ZINC<br>% | PUNTO<br>DE<br>FUSIÓN |
|------|----------|------------|-------------|--------------|---------------|-----------|-----------------------|
| I    | 80-95    | 2-12       | 1-6         | 0-3.6        | 0-1           | 0-<br>1.2 | 1100<br>1180          |
| II   | 73-83    | 7-14       | 6-10        | 0-5.6        | 0-4.21        | 0-1.4     | 940-980               |
| III  | 71-80    | 5-13       | 7-12        | 0-6.5        | 0-7.5         | 0.2       | 900-960               |
| IV   | 62-72    | 8-17       | 8-15        | 0-10         | 2-8.2         | 0-2.7     | 880-950               |

El oro es el metal de elección en odontología restauradora debido a su nobleza y color. Presenta un aspecto agradable y una capacidad para mantener el brillo sin pigmentarse. Posee un punto de fusión adecuadamente bajo. El oro puro tiene dos desventajas en la odontología restauradora: a) es costoso y b) al igual que la mayoría de los metales puros es blando y dúctil. Se combina para salvar estos problemas, así como para mejorar sus propiedades mecánicas. Siempre y cuando el costo no impida su empleo, las aleaciones de oro son los materiales de elección para dichas aplicaciones. Las disminuciones que ha experimentado el uso del oro para estas restauraciones han sido debidas al desarrollo de otras técnicas restauradoras, más que a la disponibilidad de otras aleaciones de propiedades superiores.

### **Efecto de los componentes de la aleación**

**Oro.-** Metal fundamental, proporciona resistencia a la corrosión, a la pigmentación y otorga una excelente biocompatibilidad. Su punto de fusión permite colarlo con facilidad.

**Cobre.-** Se incorpora para aumentar la resistencia del oro. El color rojizo del cobre se trasmite a la aleación, lo que limita la cantidad que puede ser incorporada. Asimismo, el cobre reduce la resistencia a la pigmentación a un grado tal que para mantener las propiedades aceptables hay que mantenerlo por debajo del 16 %.

**Plata.-** Su principal característica esta relacionada con el aspecto de la aleación que tiende a contrarrestar el color rojizo del cobre. En cantidades grandes, la plata reduce la resistencia a la pigmentación.

**Platino y Paladio.** Mejora la resistencia y se obtiene mediante la precipitación de una fase rica en platino. La cantidad de éste que puede ser utilizada se ve limitada por varios factores. En primer lugar es un metal caro, y presenta un elevado punto de fusión y aumentaría de manera considerable el de la aleación de estar presente en gran cantidad. Además existe una brecha muy grande entre los líquidos y sólidos de las aleaciones de Oro-Platino. El paladio se puede incorporar además del platino y mejora en gran medida las propiedades mecánicas. Sin embargo, muestra un elevado punto de fusión. El platino y paladio blanquean la aleación contrarrestando el efecto nocivo del cobre en la resistencia a la pigmentación.

**Zinc.-** Cumple la misma función que en las aleaciones de amalgama. Limita la oxidación de los metales mediante la fusión y mejora la facilidad de colado de las aleaciones.

### **Propiedades mecánicas**

Facilidad de colado: los puntos de fusión de las aleaciones de oro son los siguientes:

|          |             |
|----------|-------------|
| Tipo I   | 1,100-1,180 |
| Tipo II  | 940-980     |
| Tipo III | 900-960     |
| Tipo IV  | 880-950     |

Las aleaciones de oro se contraen al realizar el colado, debido tanto a la contracción inherente al proceso de solidificación, como por la contracción que se produce al enfriarla hasta temperatura ambiente. Los colados de oro son de fácil limpieza y acabado, permitiendo conseguir superficies lisas y brillantes. Esto representa un contraste con algunas aleaciones de metales no nobles que son muy duras y por lo tanto muy difíciles de acabar

Se realizaron pruebas para la resistencia a la fatiga de retenedores vaciados para dentaduras parciales removibles. Se demostró que el oro es el único material que esta a la par con las aleaciones de titanio ya que este material, además de ser uno de los que presenta más resistencia a la deflexión por fatiga, es el mejor cuando ya se habla de más de 20 mil ciclos de carga.<sup>19</sup>

### **Biocompatibilidad**

La plata y el cobre disminuyen la biocompatibilidad, pero a pesar de esto tienen poco o ningún efecto dañino sobre los tejidos bucales. No se destaca la hipersensibilidad hacia la aleación. La biocompatibilidad del oro ha sido ampliamente probada en todo tipo de prótesis obteniéndose los mejores resultados de biocompatibilidad al cabo de los años.

Respecto a su resistencia a la corrosión y a la pigmentación el oro se considera altamente compatible. En general el oro bien colado no debe corroerse ni pigmentarse en boca. Sólo ante la presencia de una estructura heterogénea nucleada que puede producirse en las aleaciones con alto contenido en platino o paladio, la aleación puede pigmentarse. Se puede salvar este problema con un recocido de homogenización. Hay que destacar que la corrosión galvánica de la aleación de oro puede producirse si ésta entra en contacto con aleaciones de metales no nobles, como es el caso de las amalgamas.

### Indicaciones

El color del oro siempre ha sido muy atrayente en muchas civilizaciones, y aún vemos a pacientes que solicitan llevar los retenedores visibles de oro. Con esta aleación es posible disponer de un rango de colores amarillos según la composición y son descritos como: amarillo-rosado, amarillo-claro, amarillo-paja y amarillo fuerte. Las de tipo I son usadas para incrustaciones, ya que se pueden bruñir con facilidad debido a que son blandas. El tipo II es más duro se utilizan para incrustaciones salvo el caso de partes delgadas. Las de tipo III se emplean para coronas completas o aquellas con frente estético. En ocasiones son usadas para retenedores, sillas y conectores de prótesis parcial removible. Las de tipo IV presentan una mayor resistencia, se emplean en restauraciones con partes delgadas expuestas a tensiones elevadas.<sup>5</sup>



Base metálica en oro Fig.10.<sup>5</sup>

ESTA TESIS NO SALE  
DE LA BIBLIOTECA

## **ALEACIONES DE TITANIO**

Por su resistencia, su poco peso y su bajo módulo de elasticidad, así como su excelente resistencia a la corrosión, el titanio y sus aleaciones se han venido utilizando en la industria aeroespacial desde 1950. Ahora añadiendo sus importantes ventajas de biocompatibilidad, de soldadura y buen acabado se ha encontrado su aplicación en el campo odontológico, tanto en implantes, como el trabajo restaurador. Un amplio número de autores consideran que falta todavía mucha investigación, pero el presente y el futuro aparece de forma brillante en la odontología. Se trata de un metal que sufre transformación alotrópica a la temperatura de 882°C, de manera que pasa de una estructura hexagonal compacta a una cúbica a cuerpo centrado. Esta propiedad le permite una transformación total al realizar un tratamiento térmico. A la estructura hexagonal se le denomina fase alfa y a la cúbica fase beta.<sup>5</sup>

Los elementos con menos de cuatro electrones de enlace por átomo estabilizan la fase alfa, y los de más de cuatro electrones estabilizan la fase beta y disminuyen la temperatura de formación. Estos últimos se dividen en: Betaisomorfos: El Mo, el W y el V, entre otros.

Betaeutectoides: El Cu, Mn, Fe, Ni, Co y el intersticial H. Sin embargo en la práctica se comportan como los betaisomorfos

### **Composición**

La composición del titanio comercialmente puro se clasifica en 4 grados de pureza, según estén presentes otros elementos aleados:

Grado I: N 0.03%; C 0.10%; H 0.0125%; Fe 0.20%; O 0.18%; Ti equilibrio.

Grado II: N 0.03%; C 0.10%; H 0.0125%; Fe 0.30%; O 0.25%; Ti equilibrio.

Grado III: N 0.05%; C 0.10%; H 0.0125%; Fe 0.30%; O 0.35%; Ti equilibrio.

Grado IV: N 0.05%; C 0.10%; H 0.0125%; Fe 0.50%; O 0.25%; Ti equilibrio.

Se ha empezado a usar el titanio en aleación con Cr-Co y presenta mejores propiedades físicas que el titanio puro. También este tipo de aleación presenta un mayor límite de fatiga por flexión que las aleaciones convencionales.<sup>6</sup>

### **Aleación de Ti-6Al-4V**

La composición química corresponde a: Al 6.1%; V 4%; Fe 0.11%; C 0.04%; O<sub>2</sub> 0.09%; N<sub>2</sub> 0.010% e H<sub>2</sub> 0.003%.

Es la más utilizada en la industria de entre todas las aleaciones de Ti. Existe un excelente balance entre sus propiedades mecánicas, su resistencia a la corrosión, su buen comportamiento a temperaturas elevadas, destacando su capacidad a ser trabajado mecánicamente y de modificar sus propiedades mediante tratamientos térmicos.<sup>5</sup>

Se trata de una aleación de tipo alfa-beta que se ha desarrollado por la mala forjabilidad de las de tipo alfa, por su baja resistencia al frío y la fragilidad que presenta al aumentar su resistencia mediante el aumento de elementos contenidos en la aleación.<sup>5</sup>

### **Microestructura Ti-6Al-4V**

Formada por granos equiaxiales de fase alfa en una matriz de fase beta si calentamos la aleación. Al enfriar poco a poco la fase beta se transforma en alfa con una morfología denominada mill annealed (cocido de fabricación). Que consiste en granos equiaxiales de fase alfa rodeados de fase beta no transformada. Al sobrepasar los 1.030°C la estructura es totalmente beta, produciéndose un rápido crecimiento de granos.<sup>5</sup>

### **Aleaciones de Níquel Titanio**

Aleación estequiométrica de Ti y de Ni con muy buenos valores de recuperación y flexibilidad, incluso en deflexiones elásticas grandes. La alta recuperación del Ni-Ti es útil en deflexiones grandes pero fuerzas débiles. El titanio se encuentra en un 43% y el Ni en el 57% restante. La microestructura por calentamiento da cambios en la disposición cristalográfica que produce el efecto de memoria o capacidad de la aleación a volver a una forma previamente fabricada, cuando se calienta a través de su intervalo de temperaturas de transformación. Este efecto se obtiene colocando el metal en la forma deseada mientras sufre un tratamiento térmico de alta temperatura. Al enfriar la aleación puede ser nuevamente deformada dentro de unos límites, recuperando su forma original si se calienta a temperaturas superiores a la temperatura final austenítica. Entonces, el Ni-Ti se transforma desde una fase martensítica a una austenítica.<sup>5</sup>

### **ALEACIONES BETA TITANIO**

Esta aleación posee valores de recuperación superiores a los de acero inoxidable. Una aleación de beta-titanio puede ser deflectada casi el doble que el acero inoxidable sin deformación permanente. Se ha de tener cuidado al aplicar tratamientos térmicos, ya que excesivos sobrecalentamientos de la aleación son la causa de que éstas se vuelvan quebradizas.<sup>5</sup>

### **Composición y Propiedades**

Ti-10 V-3 Al-2 Fe. Posee propiedades de baja densidad comparado con las aleaciones de Cromo Cobalto u Oro, biocompatibilidad y buena

resistencia a la corrosión. Presenta un módulo de elasticidad menor que el del acero inoxidable y cerca del doble que el del Ni-Ti. Por esta causa, es mejor su utilización en situaciones en que se necesitan fuerzas menores que en aquellas que se obtienen con el acero inoxidable y por consiguiente, en las que un menor módulo de material como el Ni-Ti es inadecuado para producir las magnitudes de fuerza deseadas. Además las fuerzas relativas más bajas generadas por la aleación beta-titanio pueden ser contrarrestadas por fuerzas más pequeñas que aquellas que se necesitan para el acero inoxidable (aplicación importante en retenedores protésicos). El módulo elástico (Gpa) de las aleaciones beta-titanio se encuentra alrededor de 75. El límite elástico (Mpa) de 1250; la resistencia a la tracción (Mpa) de 1320 y el alargamiento es del 8%.<sup>5</sup>

#### **Propiedades de la aleación Ti-6Al-4V**

Posee resistencia a la corrosión, buen comportamiento a temperaturas elevadas, y destaca su capacidad a ser trabajado mecánicamente y de modificar sus propiedades mediante tratamientos térmicos. El módulo elástico se encuentra alrededor de 100 Gpa. El límite elástico al 2% en Mpa es de 800; la resistencia a la tracción alrededor de 950 Mpa. Y el alargamiento es del 18%.<sup>5</sup>

Se compararon retenedores para removibles parciales vaciados, en dos diferentes aleaciones Ti y Cr-Co y se determinó la evidencia de defectos del vaciado así, como también la porosidad a través de diferentes métodos. La porosidad fue más visible aparente en los retenedores de Ti que en los de Cr-Co es importante mencionar que la cantidad de porosidad no correspondió a evidencia de fractura o deformación permanente.<sup>3</sup>

Las dentaduras parciales removibles fabricadas en esta aleación llegan a sufrir fatiga a causa del mecanismo cíclico del sistema masticatorio, inserción y retiro frecuentes. Además se cree que los agentes preventivos

con flúor puedan atacar la superficie con aleación de Ti. Zavanelli y cols. evaluaron compararon y analizaron la fatiga-corrosión de esta aleación en diferentes medios de almacenaje. Se encontró que no existe diferencia en especímenes secos. Pero cuando hubo soluciones presentes la fatiga se redujo significativamente. Los autores creen que esto es probablemente debido a la producción de fosetas de corrosión causadas por reacciones superficiales.<sup>21</sup>

Se ha comprobado que antes de adherir acrílico a la superficie de este tipo de aleación es indispensable preparar la superficie realizando un arenado. Posterior a esto se puede emplear un adhesivo sin inconveniente alguno.<sup>15</sup>

El Ti es un material relativamente nuevo en prostodoncia por lo que se utilizó en su forma pura y comparó contra similares de Cr-Co en la elaboración de dentaduras parciales removibles los sujetos investigados mencionaron tras un lapso de dos años que las dentaduras de Ti son más confortables(55%) y las preferían a las dentaduras de Cr-Co (64%).<sup>4</sup>

### **Propiedades de la aleación de Ni-Ti**

Presenta buenos valores de recuperación y flexibilidad incluso para deflexiones elásticas grandes, su alta recuperación es muy útil. Mayor que la del acero inoxidable o que la de beta titanio, cuando son activados con las mismas cantidades de tracción. El interés de las aleaciones de Ni-Ti se debe a sus propiedades superelásticas, el cual es responsable de que el material ejerza fuerzas constantes en régimen elástico, manteniendo el nivel de fuerza aplicada durante largos períodos de tiempo. El módulo elástico en GPa es 3939, El límite elástico en Mpa es de 760, la resistencia a la tracción en Mpa de 1.020 y el alargamiento del 47%.<sup>5</sup>

## **Indicaciones**

Las aleaciones en Ti son útiles en pacientes con sensibilidad al níquel, salvo la aleación de Ni-Ti, que presenta grandes perspectivas de cara al futuro, pues es una aleación aún en estudio clínico, pero que puede condicionar nuevos diseños además de permitir grandes deformaciones sin pérdida de activación de los retenedores activos.<sup>5</sup>

## **Biocompatibilidad**

Esta ampliamente demostrada por diferentes estudios, incluso para tejidos humanos internos. La hipersensibilidad que presentan al Ni algunos individuos disminuye su biocompatibilidad del Ni-Ti para su uso odontológico.<sup>5</sup>



Prótesis combinada Fig. 11.<sup>5</sup>

## **CONCLUSIONES**

Los experimentos realizados en épocas pasadas no tenían un panorama tan amplio como el de ahora

La manera de homogeneizar los metales según sus propiedades atómicas, peso y reticulado espacial, se logra principalmente por medio de la fusión, con esto se consiguen mejores resultados al uso clínico.

Es necesario para el protesista dental conocer la forma en que se degradan los materiales en cavidad oral para poder hacer un acondicionamiento de las superficies metálicas y evitar que éstos se corroan.

Las cargas compresivas y traccionales a diferentes aleaciones nos dan un punto de referencia para elegir la aleación indicada para la elaboración del armazón de la prótesis removible.

Las causas de la distorsión y posterior fractura de los retenedores indican la forma y volumen que deben llevar para no sobrepasar los ajustes necesarios y fracturarlos. Las nuevas aleaciones nos dan alternativas prometedoras para realizar tratamientos con mayor tiempo-vida.

## **REFERENCIAS BIBLIOHEMEROGRAFICAS**

1. Ali M; Nairn R.I; Sherriff. THE DISTORSION OF CAST Co-Cr ALLOY PARTIAL DENTURE FRAMEWORKS FITTED TO A WORKING CAST. Journal of Prosthetic Dentistry. 1997 October Vol. 78. Number 4. pp: 419-424.
2. Bayramoglu G. Alemdaroglu T. Kedici S. THE EFFECT OF pH ON THE CORROSION OF DENTAL METAL ALLOYS. Journal Oral Rehabilitation. 2000. June. Volume 27. Number 3 pp: 563-575.
3. Bridgeman Jay T; Marker Victorin A. COMPARISON OF TITANIUM AND Co-Cr REMOVABLE PARTIAL DENTURE CLASPS. Journal of Prosthetic Dentistry. 1997 August Volume 78. Number 2. pp: 187-193.
4. C. J. Thomas; S. Lechner. TITANIUM FOR REMOVABLE DENTURES. II TWO YEARS CLINICAL OBSERVATION. Journal Oral Rehabilitation. 1997. June. Volume 2. Number 6 pp: 414-418.
5. Desplats Ernest M., Thomas P. Keogh. PRÓTESIS PARCIAL REMOVIBLE. 1ª. Edición. Editorial Doyma 1998. pp: 429-442.
6. Iwama Celia Yurie; Preston Jack D. Co-Cr-Ti ALLOY FOR REMOVABLE PARTIAL DENTURES. International Journal of Prosthodontics. 1997 July-August. Volume 10 Number 4 pp: 309-317.
7. Kedici S. P; A. Aksut Abbas. CORROSION BEHAVIOR OF DENTAL METALS AND ALLOY IN DIFFERENT MEDIA. Journal Oral Rehabilitation. 1998. October. Volume 25. Number 10 pp: 800-808.
8. Kenens Lucien Isidore E. CONSTRUCCIÓN DE LA PRÓTESIS PARCIAL REMOVIBLE. 2ª. Edición. Editorial Doyma 1991. pp: 26-28.
9. Kennet J. Anusavice LA CIENCIA DE LOS MATERIALES DENTALES DE PHILLIPS. 10ª. Edic. Editorial Mc Graw-Hill 1998. Capítulos, 2, 13, 16, y 20.

10. Lee Weite Víctor; Nicholls Jacks I; Butson Timothy J. FATIGUE LIFE OF A ND:YAG LASER WELDED METAL CERAMIC ALLOY. International Journal of Prosthodontics. 1997 September-October. Volume 10 Number 5 pp: 434-439.
11. Macchi Luis Ricardo MATERIALES DENTALES, FUNDAMENTOS PARA SU ESTUDIO. Buenos Aires. Ed. Panamericana 1987.
12. Moffatt William G; Pearsall George W. and Wulff John. ESTRUCTURA, CIENCIA DE LOS MATERIALES. Tomo I 2ª. Reimpresión Editorial Limusa 1979 pp: 53-80, 199-205.
13. Na Badalung Darunee P; Nicholls Jack I. LASER WELDING OF A Co-Cr REMOVABLE PARTIAL DENTURE ALLOY. Journal of Prosthetic Dentistry. 1998 March Volume 79. Number 3. pp: 285-290.
14. Ohkubo Chikahiro; Abe Minoru; Miyata Takayoshi. COMPARATIVE STRENGTHS OF METAL FRAMEWORK STRUCTURE FOR REMOVABLE PARTIAL DENTURES. Journal of Prosthetic Dentistry. 1997 September Volume 78. Number 3. pp: 302-308.
15. Ohkubo C; Watanabe I; Hosoi T. SHEAR BOND STRENGTHS OF POLYMETHYL METACRYLATE TO CAST TITANIUM AND Co-Cr FRAMEWORKS USING FIVE METAL PRIMERS. Journal of Prosthetic Dentistry. 2000 January Volume 83. Number 1. pp: 50-57.
16. Özdemir Sevgi; Ayla Arikan. EFFECTS OF RECASTING ON THE AMOUNT OF CORROSION PRODUCTS RELEASED FROM TWO Ni-Cr BASE METAL ALLOYS. European Journal Prosthodontics Restorative Dentistry. 1998 December. Volume 6 Number 4 pp: 149-153.
17. Phillips Ralph W. LA CIENCIA DE LOS MATERIALES DENTALES DE SKINER. 9ª. Edición. Editorial Mc Graw-Hill 1993. pp: 255-312, 375-401.
18. Spiechowicz Eugeniusz Per; Glantz Olof. A LONG TERM FOLLOW-UP OF ALLERGY TO NICKEL AMONG FIXED PROSTHESES WEARERS. European Journal Prosthodontics Restorative Dentistry. 1999 June-September. Volume 7 Number 2 pp: 41-44.
19. Vallitu Pekka K; Kokkonen Mika. DEFLECTION FATIGUE OF Co-Cr; Ti AND GOLD ALLOY CAST DENTURE CLASP. Journal of Prosthetic Dentistry. 1995 October Volume 74. Number 4. pp: 412-419.
20. Xenodimitropoulou Garifallia; Radford David R; THE MACHINING OF Co-Cr ALLOY IN PARTIAL DENTURE CONSTRUCTION. International

Journal of Prosthodontics. 1998 November-December. Vol. 11 Number 6  
pp: 565-573.

21. Zavanelli Ricardo A; Pessanha Henriques Guilherme E; CORROSION FATIGUE LIFE OF COMMERCIALY PURE TITANIUM AND Ti-6Al-4V ALLOYS IN DIFFERENT STORAGE ENVIROMENTS. Journal of Prosthetic Dentistry. 2000 September Volume 84. Number 3. pp: 274-279.

ESTA TESIS NO SALE  
DE LA BIBLIOTECA.