

95  
2º ej.

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO  
FACULTAD DE ODONTOLOGIA

AREA: SEMINARIO DE PROTESIS FIJA

ALEACIONES NO PRECIOSAS PARA LA APLICACION  
DE IMPLANTES DENTALES

T E S I S  
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE  
CIRUJANO DENTISTA  
P R E S E N T A  
OLIVIA GARCIA MUÑIZ

MEXICO, D.F. 1992

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

  
Dr. José Antonio Vela Capdevila.



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 está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

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

## INDICE

	Página
INTRODUCCION .....	1
CAPITULO I IMPLANTE .....	3
- DEFINICION .....	3
- CLASIFICACION .....	4
CAPITULO II METALURGIA .....	6
- DEFINICION .....	6
- DIVISION .....	6
CAPITULO III METALOGRAFIA .....	8
- DEFINICION .....	8
- CARACTERISTICAS GENERALES DE LOS METALES .....	8
- FORMACION DE METALES .....	9
CAPITULO IV PROPIEDADES FISICAS DE LOS METALES .....	11
- TERMICAS .....	11
- ELECTRICAS .....	12
- MECANICAS .....	13
CAPITULO V PROPIEDADES QUIMICAS DE LOS METALES .....	19
- OXIDACION .....	19
- CORROSION .....	19

	Página
CAPITULO VI TRATAMIENTO DE LOS METALES .....	24
- TERMICO .....	24
- MECANICO .....	27
- CONFORMACION .....	30
CAPITULO VII ALEACION .....	33
- DEFINICION .....	33
- SISTEMA DE ALEACION .....	34
- METALES DE INTERES ODONTOLOGICO .....	35
CAPITULO VIII BIOMATERIALES EN IMPLANTOLOGIA .....	38
- METALES Y ALEACIONES.....	38
. ALEACIONES DE CROMO-COBALTO .....	42
. ACEROS INOXIDABLES .....	43
. TITANIO PURO Y ALEACIONES DE TITANIO .....	46
. EJEMPLOS DE DISEÑOS E INTERFACE TISULAR .....	49
CAPITULO IX BIOCOMPATIBILIDAD .....	52
- CONCEPTO DE BIOCOMPATIBILIDAD .....	52
- INTERACCION IMPLANTE - TEJIDO .....	52
- REACCION TISULAR .....	56
- TOXICIDAD (METALOSIS) .....	57
- HIPEF, ENSIBILIDAD - ALERGIA .....	58
CONCLUSIONES .....	59
BIBLIOGRAFIA .....	61

## INTRODUCCION

En la práctica Odontológica, nos damos cuenta del problema tan serio que presentan los pacientes al perder sus dientes. Como cirujano dentista, tenemos la responsabilidad de rehabilitar, restaurar los dientes dañados y de reemplazar los que falten. Es por esto que manifiesto interes por la implantología dental para dicho propósito.

El poder ayudar a un paciente a superar todo sufrimiento físico y psíquico, es de gran importancia para todo cirujano dentista; como odontólogo para ser eficaz necesito bases científicas, habilidad manual y espíritu creador. A veces nos vemos obligados a eliminar órganos dentarios enfermos pero disponemos de procedimiento para reconstruir la morfología, fisiología, y estética de los dientes perdidos. Es por eso que un método relativamente novedoso, que hoy podemos aplicar para dicho propósito es la implantología dental.

"Los implantes dentarios son sustancias inertes, extraño al organismo humano, que se alojan en tejido óseo o por debajo del periostio, con la finalidad de rehabilitar dientes. El implante es el medio de crear uno o varios apoyos

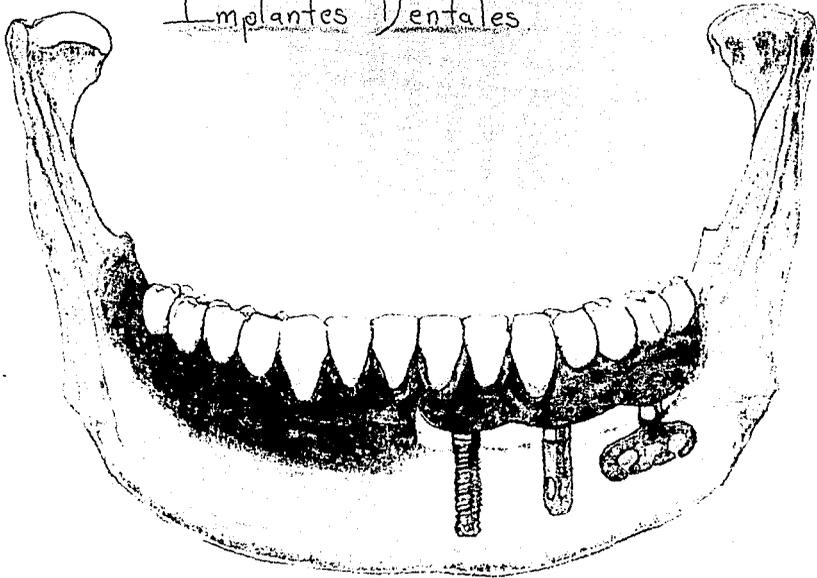
en diferentes puntos del maxilar y mandíbula, donde no existen dientes naturales. Y abarcar desde la implantación de un solo diente hasta más. Para que un implante sea exitoso al colocarlo debe tener características específicas, cierta biocompatibilidad con los tejidos bucales así como una buena afinidad.

Es por eso que en este trabajo de investigación se hablara de varios Biomateriales usados para la construcción de implantes dentales, poniendo énfasis en los Metales y Aleaciones más utilizados en implantología.

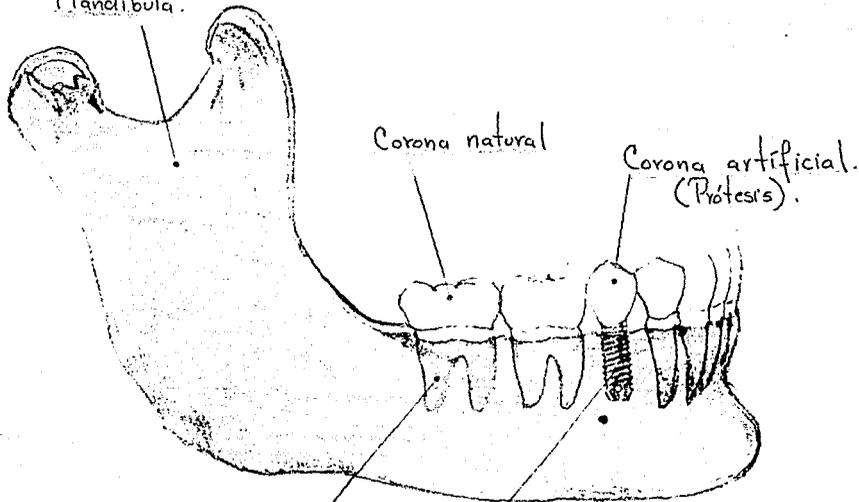
Se describirá cada biomaterial con el fin de conocer sus propiedades físicas y químicas así como su reacción tisular.

El propósito es analizar las bases metalúrgicas que interesan al odontólogo y al técnico, es iniciar con la definición de metalurgia, ver sus diferentes aspectos, analizar el "metal" como materia y su comportamiento como material dental, teniendo en cuenta la necesidad de mezclar 2 o más metales para combinar sus propiedades; y obtener un biomaterial compatible con los tejidos de gran utilidad para el futuro.

# Implantes Dentales

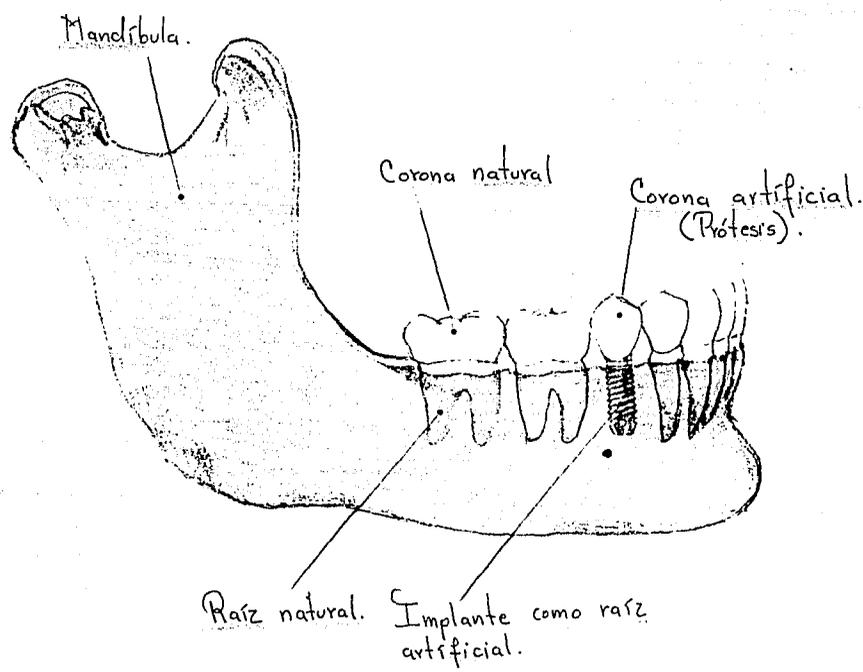
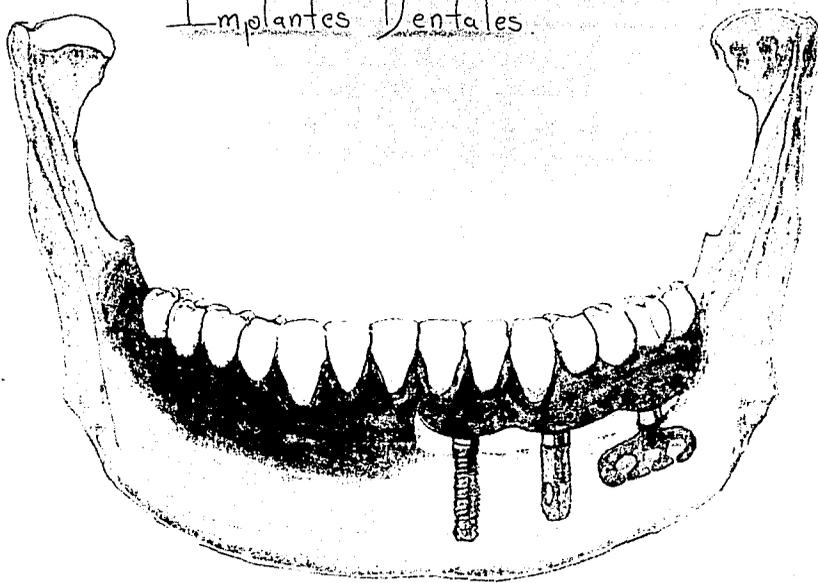


Mandíbula.



Raíz natural. Implante como raíz

# Implantes Dentales



## CAPITULO 1

### IMPLANTE

#### DEFINICION

Es un objeto artificial que reemplaza o sustituye una parte perdida del cuerpo. Objeto que es colocado dentro del cuerpo y pone en función algunas partes perdidas del cuerpo.

#### IMPLANTE DENTAL

Sustancia inerte, extraña al organismo humano (elementos aloplásticos) que se aloja en tejido óseo o por debajo del periostio, con la finalidad de rehabilitar dientes, ser utilizado como pilar para la reconstrucción protésica de las piezas perdidas a fin de restaurar la función masticatoria, estética y fonética.

#### INDICACIONES

- Pérdida de 1 o más dientes
- Desajuste de Removibles
- Prótesis mal elaboradas
- Enfermedades Congénitas o Sistémicas

## TIPOS DE IMPLANTES

Existen 3 tipos de acuerdo a la colocación que se tenga en la mandíbula.

### 1.- ENDOOSEO (Junto con el hueso)

Este implante es usualmente de la forma de un tornillo o cilindro y son hechos, unos de metal, otros de metal cubiertos con cerámica o de cerámica. Estos son colocados dentro del máxilar.

### 2.- SUB-PERIOSTICO (En la parte superior del hueso)

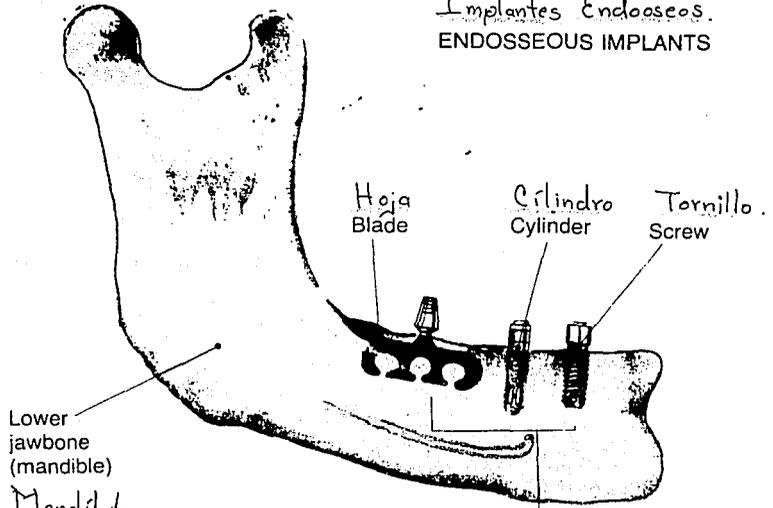
Estos implantes consisten de un armazón de metal que se adhiere en la parte superior del hueso, pero por debajo del tejido gingival.

### 3.- TRANSOSTEAL (A través del hueso)

Estos implantes son c/u de un metal en forma de "V" que pasan a través de la mandíbula y del tejido gingival dentro de la boca.

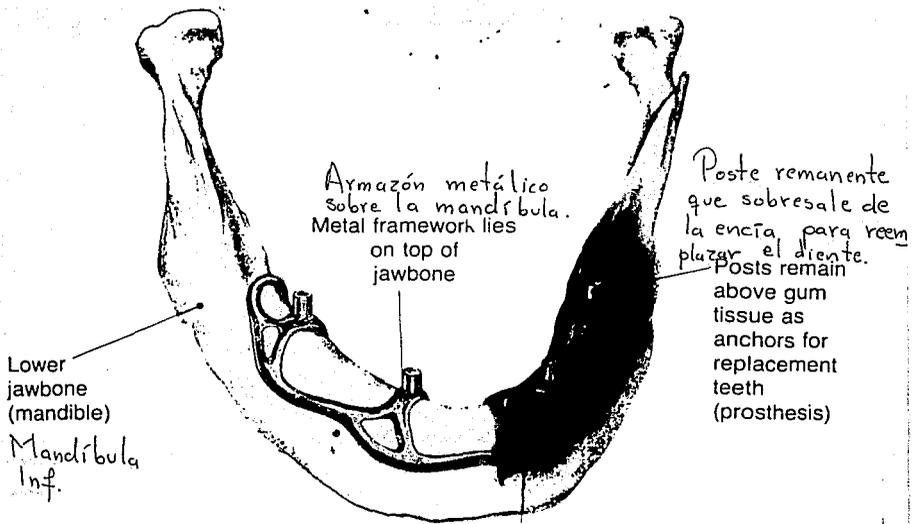
Esta elección se hace de acuerdo en donde se hara el implante, que tipo de hueso y que tanto es necesario el

Implantes Endoaseos.  
ENDOSSEOUS IMPLANTS

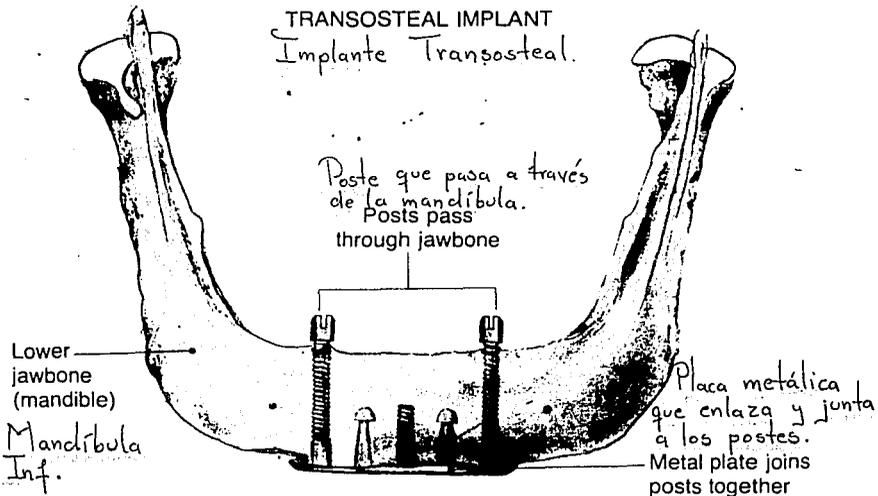


Lower  
jawbone  
(mandible)  
Mandibula  
Inf.

Implants are placed  
inside jawbone  
Implantes colocados dentro  
de la mandibula.



Gum tissue covers implant framework  
Armaçón del implante cubierto por el tejido de la encía.



grosor del hueso, el diseño del diente o dientes que serán colocados en los implantes.

## CAPITULO II

## METALURGIA

## DEFINICION

Es la ciencia y arte que se refiere a la preparación y aplicación de los materiales metálicos.

## DIVISION

**Metalurgia Química:** Se dedica a los procesos de obtención de los metales a partir de productos encontrados en la naturaleza.

**Metalurgia Física:** Estudia la naturaleza, estructura y propiedades de los metales, así como los mecanismos para variar esas propiedades.

**Metalurgia Mecánica:** Cubre el estudio de los métodos para dar forma a los metales.

**Metal Colado:** Obtención de cuerpos metálicos por volcado del material líquido y posterior solidificación dentro de un molde.

**Metal Forjado:** Obtención de formas metálicas por deformación mecánica, golpes, dobleces, etc.

**Complementados con la soldadura:** Procedimiento utilizado para unir partes metálicas.

### CAPITULO III

#### METALOGRAFIA

##### DEFINICION:

Es el estudio de la estructura de los metales con ayuda de microscópio metalográfico, la difracción de los Rayos X y otros métodos para correlacionar la estructura observada con las propiedades físicas y mecánicas.

##### CARACTERISTICAS GENERALES DE LOS METALES

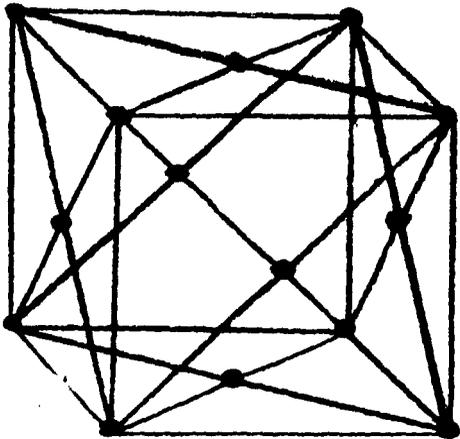
- Sólido en su gran mayoría, con excepción del mercurio, galio, a temperaturas altas, y el hidrógeno en estado de gas.
- Ductilidad y maleabilidad: ésta la capacidad de laminarse en delgadas hojas, ejem. oro, cobre, platino, plata.
- Tañido. Sonido característico de un metal al ser golpeado sobre una superficie sólida.
- Gran resistencia y buenas propiedades mecánicas.

- Superficie especular: brillo al ser pulidos.
- Los metales conducen bien la temperatura y la electricidad; buenos conductores térmicos y eléctricos.
- El peso específico es generalmente alto; muy pesados.
- Poseen un punto preciso de fusión; temperatura de fusión.
- Son cuerpos de constitución cristalina, policristalinos.
- Con excepción del oro y cobre, los metales son de color blanco plateado.

#### FORMACION DE METALES.

Los metales se caracterizan por los átomos que los forman y que se encuentran dispuestos en un orden especial conocido como celdilla unidad.

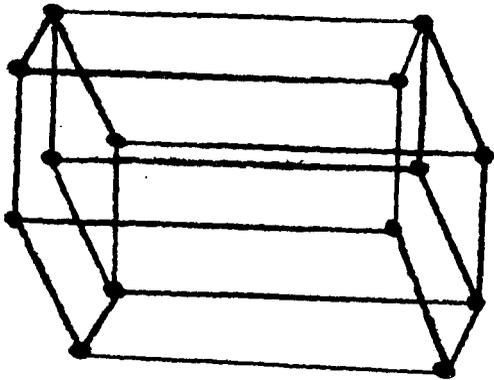
La celdilla unidad más importante es probablemente la cubica a carga centrada (c.c.c.). Los elementos que adoptan esta estructura son: el oro, el cobre, el platino, el paladio y el níquel.



Ni.-Cu.-Rh.-Pd.-Ag.

Ir.-Pt.-Au

Cúbico a cara centrada



H.-Be.-Mg.-Ti.-Zr.

Ru.-Os.-Co.-Cd

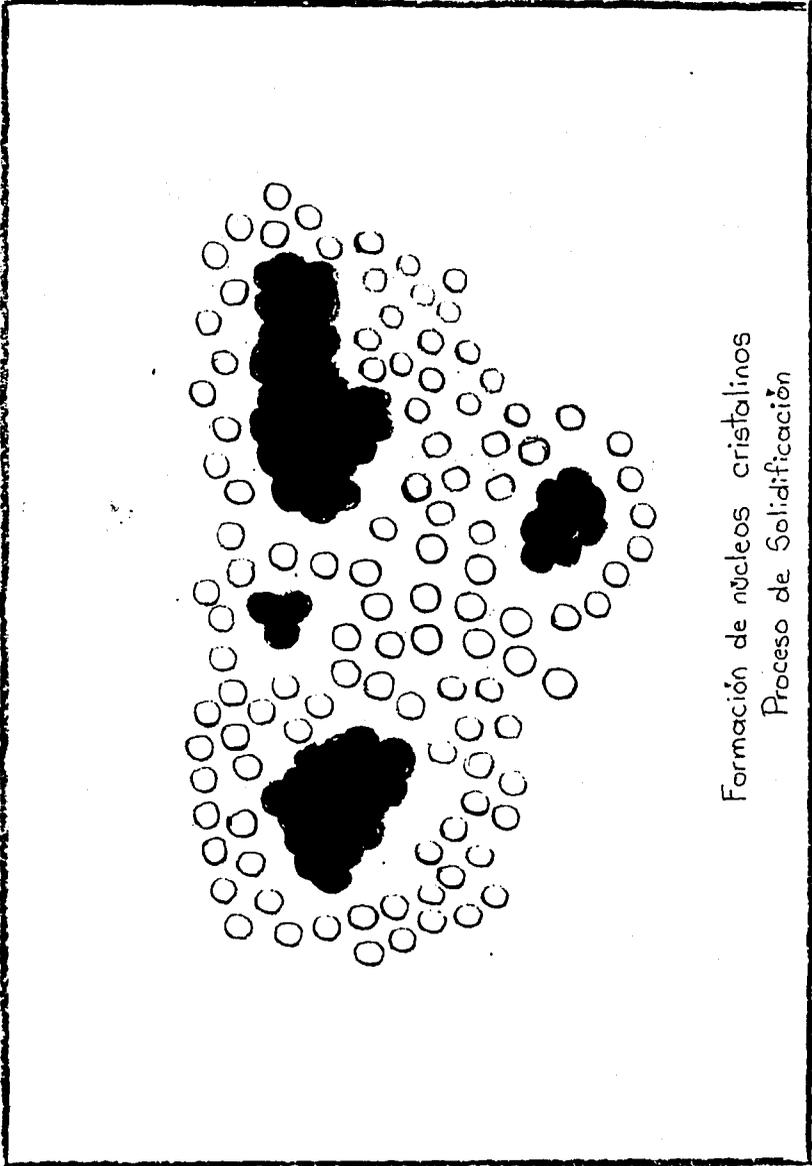
Zn.

Hexagonal

Otra celdilla es la cúbica a cuerpo centrado (c.c.c.). A esta estructura corresponde el cromo, hierro a una temperatura inferior a  $900^{\circ}\text{C}$ .

Muchas celdillas unidas se unen para formar una red especial.

Al solidificar un metal fundido, la cristalización se inicia a partir de diversos puntos o núcleos y se produce un número correspondiente de cristales o granos. Al entrar en contacto granos adyacentes se forman un límite de los granos. Si se aplica una fuerza al grano, éste se deformará a causa del deslizamiento de una hilera de átomos sobre otra hilera adyacente. Estas hileras reciben el nombre de planos de deslizamiento y, en consecuencia, los metales se deforman por deslizamiento.



Formación de núcleos cristalinos  
Proceso de Solidificación

CAPITULO IV  
PROPIEDADES FISICAS DE LOS METALES

PROPIEDADES TERMICAS

a) Calor Específico.

Es la cantidad de calor que hay que suministrar a un metal de masa unidad, para elevar su temperatura, un grado.

b) Conductibilidad Térmica.

Al calentar un metal su temperatura no crece uniformemente en todo su volúmen, se establece un gradiente de temperatura, desde la zona de la pieza en contacto con el foco calórico, hasta el interior de la pieza, o a lo largo de ella si predomina la longitud.

La conductibilidad térmica de un metal, nos da idea de la rapidez con que el calor exterior penetra en él.

- Todos los materiales son buenos conductores del calor.

El calor se transmite por dos mecanismos diferentes:

1.- Por el aumento de amplitud de vibraciones de los átomos alrededor de sus posiciones de equilibrio, llegando a chocar con sus vecinos transmitiéndoles parte de su energía.

2.- No es característico del metal sino del medio que le rodea.

c) Expansión Térmica.

Al calentar un metal, se dilata y aumenta de volúmen, por lo tanto el coeficiente de expansión o dilatación lineal es el aumento unitario de longitud del metal, al aumentar su temperatura, un grado.

#### PROPIEDADES ELECTRICAS.

a) Conductibilidad Eléctrica.

Los metales oponen poca resistencia al paso de la corriente. Si se somete una barra de metal a una diferencia de potencial aplicada en uno de sus extremos, los electrones de valencia, (carga-), se desplazan rápidamente hacia el extremo cargado (+) y en consecuencia transportan la energía eléctrica desde el polo (-) al (+).

El grado de conductibilidad de los metales está influido por tres factores:

1.- El aumento de valencias del átomo. Cuanto menor sea el número de electrones, mayor será su conductibilidad.

2.- El modo de vibración de sus átomos, respecto a su posición de equilibrio (tipo de estructura cristalizada en la que ha solidificado).

3.- Grado de pureza del metal.

## PROPIEDADES MECANICAS

### ELASTICIDAD.

Un cuerpo está formado por partículas pequeñas o moléculas, entre las que actúan fuerzas. Estas fuerzas se oponen a cambios de forma del cuerpo, que tenderían a producir fuerzas exteriores. Si aplicamos un sistema de fuerzas al cuerpo, sus partículas se desplazan y estos desplazamientos mutuos tienen lugar hasta que se establece equilibrio entre las fuerzas interiores y el sistema exterior de fuerzas. "En este caso el cuerpo se encuentra en estado de deformación".

Durante la deformación, las fuerzas exteriores que actúan sobre el cuerpo realizan un determinado trabajo, y este trabajo se transforma completamente o parcialmente en energía potencial de deformación. Si las fuerzas causantes de la deformación del cuerpo, retorna total o parcialmente a su forma primitiva y, durante esta deformación inversa, la energía potencial de deformación acumulada en el cuerpo se recupera en forma de trabajo exterior. Cuando la carga disminuye, el alargamiento de la barra disminuye también, el extremo cargado se desplaza hacia arriba y la energía potencial de deformación se transforma en el trabajo necesario para desplazar la carga, en sentido contrario a su dirección.

La propiedad que tienen los cuerpos de recuperar -al descargarlos- su forma primitiva se denomina elasticidad.

Se dice que un cuerpo es perfectamente elástico, si recobra su forma original de un modo absoluto cuando resulta descargado, y que es parcialmente elástico, si la deformación producida por las fuerzas exteriores no desaparece enteramente al descargarlo; en este caso, parte de aquel trabajo se transforma en calor desarrollado en el cuerpo durante la deformación no elástica.

## RESISTENCIA

La resistencia de un material depende de su estructura molecular. La estructura cristalina de un material es de gran importancia. no sólo los metales tienen gran resistencia ya que una fibra de nylon puede tener la misma que un alambre de acero.

Si una barra es sometida a una tensión en sentido longitudinal, se alarga primero elásticamente; el desarrollo ulterior del fenómeno según se trate de uno u otro material.

Un material frágil, como el vidrio se quiebra repentinamente. En los metales, el alargamiento elástico cesa llegando un cierto punto, después se presenta una fuerte deformación longitudinal -un estiramiento o -antes de presentarse la rotura. Para los metales, es de mayor importancia la resistencia a la tracción.

Límite de elasticidad - es el punto en el que las deformaciones dejan de ser elásticas para pasar a convertirse en permanentes.

## FLEXION

La flexión simple tiene lugar cuando una determinada pieza está cargada por fuerzas transversales perpendiculares a su eje longitudinal y que, además, se hallan contenidas en el plano de simetría de la pieza. Las cargas a que se somete una pieza pueden ser locales o uniformemente repartidas.

Las locales actúan en varias secciones; las uniformemente repartidas actúan por igual en toda su longitud.

"Como a toda fuerza de acción se opone una fuerza contraria de reacción, en un cuerpo en equilibrio la suma de las acciones es igual a la suma de las reacciones."

## DUREZA

Es una propiedad importante desde el punto de vista industrial, especialmente en los áceros y sus tratamientos térmicos. La dureza puede definirse como "la resistencia que opone un cuerpo a ser penetrado por otro". Es decir, cuando mayor es la dureza de un metal menor es la huella que deja en él el cuerpo penetrante determinado.

## TENACIDAD Y FRAGILIDAD

Un material puede ser frágil, si su rotura se produce de repente y sin previa deformación, o tenaz, si la rotura se produce después de una deformación plástica.

Un material frágil puede convertirse en tenaz mediante calentamiento y, por el contrario, el tenaz puede volverse frágil por enfriamiento. La fragilidad puede ser favorecida por estados en los que se hallan implicadas tensiones, como por ejemplo: El fondo de entalladuras de perfiles agudos o, la repentina aplicación de una carga.

Para conocer la mayor o menor fragilidad de los aceros que, por su constitución química, puedan resultar más o menos frágiles al ser empleados en trabajos que requieren esfuerzos intermitentes y violentos, se mide -su resiliencia, que habitualmente se denomina resistencia de choque.

"Cuando mayor es la resiliencia de un metal, menor resulta su fragilidad".

## FATIGA DE LOS METALES.

Un metal se comporta de manera diferente si la carga

exterior a que está sometido actúa de una manera continua (cargas estáticas) o de una manera intermitente (cargas dinámicas).

Cuando una pieza metálica se halla sometida a una carga periódica, ya sea alternativa o simplemente intermitente, puede llegar a producirse la rotura con una carga por  $\text{mm}^2$  que de haber sido continua, no hubiera llegado a producir mínimas deformaciones apreciables. "Estos efectos, que provienen del desplazamiento mutuo de los cristales y que llegan a producir su desintegración, reciben el nombre de fatiga del metal.

## CAPITULO V

### PROPIEDADES QUIMICAS DE LOS METALES

Los metales reaccionan con otros elementos, para formar compuestos químicos. dos son de gran importancia.

#### OXIDACION

Es la reacción de los metales con el oxígeno, formando óxidos de diversa estequiometría, siempre que se aparte al sistema una energía de activación (incremento de temperatura, humedad, etc.); y son reacciones exotérmicas.

#### CORROSION

Es el deterioro de un material cualquiera por la acción de un medio ambiente agresivo.

La corrosión puede ser por vía seca, cuando no hay fase líquida presente (ataque por gases a altas temperaturas). Y por vía húmeda, con una fase líquida presente (soluciones acuosas, electrolitos; etc.), que es el procedimiento que puede darse en implantología.

a) Corrosión Electroquímica.

No es homogénea en toda la superficie metálica como ocurre en la oxidación. Actúan pilas con zonas anódicas (+) y catódicas (-). por lo que los aniones (-) marchan al anodo (+), mientras que los cationes (+) irán al cátodo (-).

En el ánodo (+), el metal se disuelve, quedando esta zona anódica cargada negativamente. Dandose una Oxidación.

En el cátodo (-), se ganan electrones y por lo tanto se da una reducción.

b) Pasivado

Propiedad de algunos metales de recubrirse, del ataque por una capa delgada de su propio óxido, que les protege de la corrosión, esta capa de óxido es estable frente al electrólito.

La pasivación requiere condiciones fuertemente oxidantes.

Si la agresividad del medio, es muy alta, desaparece la capa de pasivado y ya no vuelve a regenerarse.

\*Los metales con capacidad para pasivarse, transmiten esta propiedad a sus aleaciones.

c. Factores que influyen en la corrosión.

a) Agitación del electrólito, provoca una redistribución de los iones y las moléculas de oxígeno en el seno del líquido.

b) Temperatura. Al aumentar ésta, aumenta la corrosión

c) Naturaleza de los productos de corrosión.

d) Naturaleza del electrólito.

e) Estructura de las aleaciones. Formación de pares galvánicos por la presencia de impurezas, etc.).

d. Diferentes formas de Corrosión.

a) Corrosión uniforme. Sólo se produce en metales puros o en aleaciones de una sola fase. Comienza en la superficie y va progresando hacia el interior del metal de forma uniforme y adelgazándole progresivamente. "No se presenta nunca en los implantes".

b) Corrosión galvánica. Cuando dos metales forman un par galvánico.

c) Corrosión por aireación diferencial.

d) Corrosión intraangular. Cuando se ponen en contacto dos metales distintos, tornillos, alambre, placas, etc.

e) Corrosión por erosión. Suele presentarse en los implantes cuando existen dos o más elementos con movimiento relativo entre ellos.

f) Corrosión fatiga. Cargas variables repetitivas o cíclicas a las que se suma el efecto de corrosión propio del electrólito.

g) Tensocorrosión. Cuando aparecen grietas en la superficie del metal.

#### PROPIEDADES QUIMICAS GENERALES DE LOS METALES.

- Electropositivos.
- Forman óxidos básicos.
- Al ser atacados por ácidos desprenden hidrógeno.
- Forman hidruros al reaccionar con hidrógeno.
- Se volatizan a altas temperaturas, en forma de

moléculas monoatómicas.

- Poseen un sistema de enlace característico: primario (enlace metálico).

- Ceden fácilmente los electrones de última capa.

- Estos electrones de valencia tienen gran movilidad y se les ha denominado "nube electrónica", permitiendo la transferencia de energía.

## CAPITULO VI

### TRATAMIENTO DE LOS METALES

Estos pueden ser térmicos, mecánicos, y por conformación.

#### TRATAMIENTO TERMICO

##### a) Recocido.

Librar deformaciones, mediante calentamiento, a una estructura distorsionada por el trabajo en frío.

Se realiza en estado sólido y el calentamiento va seguido de un enfriamiento lento, en el horno, a partir de la temperatura alcanzada, se pueden distinguir 3 fases:

1.- Recuperación por calentamiento bajo, llamado Alivio de Tensión.

2.- Recristalización; para que se produzca es necesario que haya sufrido un mínimo de deformación plástica (del 2% al 8%) a lo que se llama Deformación Crítica.

3.- Crecimiento del grano. Es una combinación de un proceso de nucleación y otro de crecimiento del grano.

- Nucleación rápida y crecimiento lento = Da un metal de grano fino.

- Nucleación lenta y crecimiento rápido = Da un metal de grano grueso.

El recocido hace que las variaciones, en las cualidades metálicas del (metal) material por la deformación plástica, desaparezcan, recuperando prácticamente el metal sus características originales.

b) Envejecimiento.

Mejora la resistencia y la dureza de una aleación no férrea. Calentamiento seguido del envejecimiento.

Por medio del calentamiento se consigue la sobresaturación de soluto en la disolución, que resulta ser la aleación.

Si a continuación se le enfría rápidamente (temple), la solución sólida sobresaturada, queda retenida a la temperatura ambiente. "Esta solución en situación inestable tiende

a precipitar el exceso de soluto y esta fase se conoce como "envejecimiento".

c) Temple.

Es el enfriamiento brusco de un metal calentado previamente. Consta de 3 fases.

1.- Enfriamiento por baño vapor; que es cuando el metal muy caliente se introduce en el líquido enfriador, que al contacto con el metal queda vaporizado y el vapor rodeado al metal (el vapor es mal conductor del calor) hace que la velocidad de enfriamiento sea pequeña.

2.- Enfriamiento por transporte de vapor. Cuando la temperatura del metal ha descendido, desaparece la película de vapor y el líquido se pone en contacto directo con el metal, originándose una violenta ebullición, siendo el enfriamiento más rápido.

3.- Enfriamiento por líquido. La temperatura del metal iguala a la del líquido en ebullición y el enfriamiento se hace por conducción y convección, la velocidad de enfriamiento es pequeña.

Los medios empleados para el temple son:

- Solución acuosa de CINA al 10% (Salmuera).
- Agua corriente.
- Soluciones acuosas de aceites sulfonados.
- Aceite.
- Aire.

d) Revenido.

Es el recalentado de un acero que después del temple suele quedar frágil, con el fin de eliminar las tensiones internas, aumetnando la ductibilidad y tenacidad a costa de perder dureza y resistencia.

#### TRATAMIENTO MECANICO

Lo podemos subdividir en:

a) En caliente (forja).

Consiste en calentar un metal a una temperatura superior a la de cristalización, para someterlo a una deformación plastica por medio de martillo, prensa o laminado, dependiendo de si se quiere influir sobre la superficie, sobre el núcleo

o sobre ambos.

b) En frío.

Se trabaja el metal en frío, proporcionando "acritud" (fenómeno de elevación de la elasticidad de un metal, deformándolo).

Al adquirir el metal la acritud, la capacidad de deformación plástica se reduce.

c) Tratamiento de Superficie.

Se efectúa para proteger a los materiales del desgaste, y puede ser:

1.- Recubrimiento electrolítico. Se recubre la superficie del metal por electrodeposición de otro metal más duro; ejemplos el cromo (cromado), el Niquel (Niquelado), y se pueden realizar por:

- Oxidación anódica. Formar una película de óxido metálico sobre la pieza tratada, que actúa como ánodo al paso de una corriente eléctrica, por la solución electrolítica que suele ser de aluminio o zinc.

- Difusión. Difundir en la capa superficial del metal tratado, algún elemento que aumente la resistencia al desgaste y según del elemento que se trate se hable de: Comen-tación, Cianuración, Nitruración, Carbonitruración, Cromización y Siliciuración.

2.- Metalizado. Se rocía la pieza a tratar con el metal líquido pulverizado. Las aleaciones más empleadas en la metalización, son;

- Acero inoxidable al cromo 402.
- Acero cromo - níquel 304
- Bronce de hierro - aluminio
- Molibdeno.

3.- Recargue con metal duro. Formación con recargue de soldadura sobre las superficies de los materiales, de una capa dura resistente al desgaste, con soplete o arco eléctrico y permite proteger zonas muy localizadas.

4.- Tratamiento selectivo. Endurecimiento que se consigue a la llama o corrientes inducidas alternas, calentando y tratando por temple la zona adecuada.

## CONFORMACION DE LOS METALES

Se clasifican de la siguiente manera.

### a) Moldeo.

1.- Moldeo de Arena. Se vierte el material líquido en una cavidad de arena tratada, el molde debe ser mayor que el objeto, para compensar la contracción por enfriamiento.

Molde Bivalvo. dos mitades que se separan.

3.- Molde permanente. Suelen ser de acero, en los que se vierte el metal fundido.

4.- Molde a presión. Introducir a presión el metal fundido. Introducir polvo prensado 10 toneladas por cm<sup>2</sup>. siendo sus ventajas; la ausencia de poros, formas y dimensiones que no necesitan acabado y la obtención de puntos de fusión que no serían posibles con otros métodos en metales como: Tungsteno, Molibdeno y tantalio.

5.- Por Centrifugación. Tiene como inconveniente que por la fuerza de la gravedad se depositan de una manera desigual según su peso.

6.- Moldeo de vaso.

7.- Evacuación de positivos de cera. Es el más usado en estomatología e Implantología.

B) Acabado

A.- Tratamiento al vapor, para eliminar las impurezas que quedan en la superficie.

B.- Pulido de la superficie que se realiza por:

a.- Instrumentos rotatorios con esmeriles, gomas o fieltros.

b.- Eléctricos. Sumergir el implemente en una solución electrolítica, se le somete a la acción de un campo eléctrico, que por la diferencia de potencial, limpia las impurezas y partículas de la superficie.

c.- Pasivación. Producir una fina capa de óxido para proteger de una corrosión (disolución acuosa de ácido nítrico).

d.- Examen superficial de la pieza, a la luz ultravioleta, para detectar posibles defectos (si no puede, hacerlo

por Rayos X).

e.- Limpieza por medio de ultrasonidos en tres baños.  
Tricloroetileno, en líquido hirviendo, líquido frío y en vapor.

## CAPITULO VII

## ALEACIONES

Una aleación es la combinación de dos o más metales.

Las aleaciones pueden clasificarse de acuerdo con el número de componentes en:

- Binarias.
- Ternarias.
- Cuaternarias.
- Quinarias.

Otro sistema de clasificación se da de acuerdo con el grado de solubilidad entre los componentes, puesto que la solubilidad entre los componentes no es total en todas las proporciones, y existen fases intermedias.

Clasificación de acuerdo con la solubilidad.

- Soluciones sólidas.
- Aleaciones eutécticas.
- Aleaciones peritéticas.
- Aleaciones intermetálicas.

## SISTEMA DE ALEACION

Corresponde al cuadro completo de los dos componentes o más, que conforman la aleación y dadas sus posibles combinaciones.

## FASE

Es una porción individual físicamente distinta, homogénea, mecánicamente separable, dentro del sistema.

## CARACTERISTICAS DE ALGUNOS METALES DE INTERES EN ODONTOLOGIA

**PLATINO:** Es un metal dúctil, maleable, de color gris.

Densidad = 21.2

Fusión = 1780°C.

No se oxida, es insoluble en los ácidos sulfúricos, clorhídrico, y nítrico. Soluble en agua regia, con el cobre forma una aleación: oro duro, usado en odontología y joyería.

**CROMO:** Metal de color gris acero brillante, con una densidad de 6.92.

Fusión a  $1600^{\circ}\text{C}$ .

No se oxida al aire a temperatura ordinaria. Es atacado difícilmente por los ácidos. Se usa en diferentes tipos de aleaciones.

NIQUEL: Metal de color blanco brillante, dúctil, maleable, más duro que el hierro.

Densidad = 8.5.

Inalterable en el aire, y se pule fácilmente.

COBALTO: Metal de color blanco plateado.

Densidad = 8.6.

Fusión =  $1.494^{\circ}\text{C}$ .

Inalterable a temperatura ordinaria.

PALADIO: Semejante a la Plata, blanco, tenaz, dúctil y maleable.

Densidad = 11.80.

Fusión =  $1.500^{\circ}\text{C}$ .

Se oxida al calentarlo en el aire, soluble en el

ácido nítrico, lo ataca el agua regia, posee la propiedad de absorber unas mil veces su volumen de hidrógeno.

PLATA: Metal blanco, puro, tenaz, dúctil y maleable.

Densidad = 10.5.

Fusión = 960.5°C.

Es el mejor conductor del calor y electricidad.

INDIO: Parecido a la plata.

Densidad = 7.4.

Fusión = 155°C.

TITANIO: Elemento químico tiene el símbolo Ti y el número 22 en la tabla periódica. Debido a su gran capacidad de resistencia mecánica combinada con un peso específico extremadamente bajo es utilizado en la industria.

En implantes es utilizado principalmente en los Bra-nemark.

Peso atómico = 47.90.

Punto de fusión = 1.720°C.

Temperatura de colado = 1.800°C.

Punto de evaporación= 3.620°C.

Peso específico = 4.5 g/cm<sup>3</sup>.

Resistencia a la tracción 75-90 kg/mm<sup>2</sup>.

Fractura al estiramiento = 15-20%

Dureza = 160-190 HB (Brinell).

Coefficiente de expansión =  $96 \times 10^{-7} \text{ } ^\circ\text{C}$ .

(termica).

Capacidad de conducción del calor =  $0.04 \text{ cal/cm} \times \text{s} \times ^\circ\text{C}$ .

CAPITULO VIII  
(Biomateriales en Implantología)  
ALEACIONES

METALES Y ALEACIONES

Los biomateriales más comunes de los implantes dentales son los metales y sus aleaciones.

Esta clase de materiales se han estudiado profundamente y sus cualidades quirúrgicas de masa y superficie se han publicado por la sociedad Americana de pruebas y materiales F4 (ASTMF-4).

Los biomateriales Metálicos y sus propiedades estandarizadas por la ASTM - 4 estan resumidas en la siguiente tabla:

1.- Los valores o estandares de la sociedad americana de materiales y pruebas F4 (ASTMF - 4).

BIOMATERIAL	VALORES O ESTANDARES
Fe-Cr-Ni (316 L SS)	F-138, 139, 621
Ti	F- 67.
Ta	F-560.
Ti - 5A1 - 4V	F-136, 620.
Co - Cr - Mo (Cast)	F- 75.
Co - Cr - W - Ni (wrought)	F- 90.
Co - Ni - Cr - Mo (wrought)	F-562.
Co - Cr - Mo - W - Fe (wrought)	F-(86) 563.

Aunque la práctica quirúrgica requiere la utilización de acero inoxidable, la mayoría de los biomateriales metálicos se óxidan en su colocación.

El Titanio y sus aleaciones son frecuentemente seleccionados para los implantes debido a que su superficie se óxida espontáneamente en el aire y en solución fisiológica salina.

Las técnicas de inserción puede alterar la superficie y su reoxidación y esto puede significar un cambio en la biodegradación.

El acero inoxidable quirúrgico esta sujeto a corrosión (en forma de huecos) en solución salina, si el cromo que lo

cubre se retira o se desprende por eso la reoxidación y la protección de la capa de óxido es importante en este sistema. Las propiedades mecánicas del acero al igual que el Titanio y sus aleaciones son excelentes. El Titanio puro es más débil pero es muy dúctil y esto significa una ventaja en un implante.

Las aleaciones de Cobalto en obturaciones es menos dúctil y por lo tanto son adecuados para implantaciones de larga duración, las aleaciones de cobalto son relativamente inertes a la corrosión y no requiere (más fuerza) que su superficie se óxide previamente.

Donde se requiere más fuerza mecánicamente hablando, las aleaciones tienen una modificación; se sustituyen el Tungsteno por Molibdeno esto nos permite tratarlo a temperaturas muy altas.

Se permite la utilización de diferentes aleaciones con el Tantalum (Tantalio), sin embargo no son comunmente usados.

EL TITANIUM y las aleaciones de Titanium (Ti plus 6% aluminium y 4% vanadium), aleaciones vaciadas de COBALTO (Co-Cr-Mo) fueron seleccionados para su comparación.

2. Biomateriales con análisis químico nominal, modulo de elasticidad, características de superficie, son sumorizados en la tabla siguiente:

BIOMATERIAL	MODULO DE ELASTICIDAD	SUPERFICIE
Co - Cr - Mb. (68 27 5)	200 G Pa ( $29 \times 10^6$ psi)	Cr x Cr
Titanium (99% Ti)	96 G Pa ( $14 \times 10^6$ psi)	Ti x Cr.
Titanio-aluminio-berilio (Ti - 6 Al - 4V)	117 G Pa ( $17 \times 10^6$ psi)	Ti x Cr.

Estos materiales fueron elegidos por tener propiedades físicas, mecánicas y de superficie significativamente diferentes, además de que fueron usados para diseños de implantes dentales.

La aleación de Cobalto no poroso ha demostrado zonas de tejido fibroso sin una unión química limitadamente fuerte a lo largo de la interface tejido - aleación de cobalto. En contraste el Titanio y las aleaciones de Ti demostro en ambos, dependiendo de su particular (disposición) aplicación o diseño del implante, que aunque el hueso a lo largo del implante mostró tejido no fibroso por medio de microscopio óptico, siendo la unión relativamente débil.

## ALEACIONES DE CROMO - COBALTO

En relación con la aleación de Cromo - Cobalto, se ha observado que, al ser sometida a la acción del ácido nítrico, el metal se corroe de la aleación Cr-Co. En consecuencia, estas aleaciones son susceptibles a la acción de este ácido y se han utilizado como material de protección.

En el caso de la aleación de Cromo - Cobalto, se ha observado que el metal se corroe de la aleación Cr-Co.

En 1971, el metal de Cromo - Cobalto se sometió al mejoramiento de la aleación.

Se verificó el cultivo de los cerillos. Se demostró que el Co solo podía ser tóxico, a partir de que era combinado con algunos metales bien definidos, la aleación se comportaba como un material inerte y no tóxico.

Así la toxicidad del Co se neutraliza por la presencia del Cr y desaparece esto no se produce más que a partir del momento en que la aleación contiene más de 40% de Cr.

Han sido aceptadas como inertes, actualmente se usan dos tipos de aleaciones:

A.- CROMO - COBALTO - MOLIBDENO. En el VITALIUM,

la más conocida de estas aleaciones. Su composición es una aleación básica de Cobalto, con 30% de Cr y un 5% de Mo.

El contenido de Mo y la formación de sales de Cr en la superficie del implante, garantizan una perfecta estabilidad del pasivado, lo que le confiere una gran resistencia a la corrosión.

B.- COBALTO - CROMO - NIQUEL - TUNGSTENO. Comercialmente se le conoce como NEUTRILLIUM, siendo su resistencia a la corrosión mayor que la anterior poseyendo sus mismas propiedades, pero además puede ser fácilmente forjado, estampado y a un bruñido.

C.- ALEACION MULTIFASICAS. La nueva aleación denominada MP 35 N; tiene una composición de 35% de CO, 35% de NI, y 20% de Mo. Es más consistente a la corrosión que las dos anteriores.

#### ACERO INOXIDABLE

La aleación de Cr-Ni-Fe. ha sido utilizada en cirugía ortopédica.

En función de las indicaciones, se le agrega una cantidad determinada de MO, Carbono, Tungsteno, para mejorar las

propiedades mecánicas.

Se distinguen 2 grupos:

1.- Del tipo Fe-Cr-C. Tiene propiedades magnéticas, mecánicas pero se corroe fácilmente.

2.- Tipo Cr 18, Ni 8. Fe se agrega W o Mo. No es magnético, es estable en el organismo y no se corroe fácilmente.

El Ni provoca una ligera irritación en los tejidos, pero acelera la osteogénesis. El Fe presenta citotoxicidad pero al combinarse con el Ni o el Cr, la toxicidad desaparece.

La denominación de los aceros se hace por medio de tres cifras: La primera cifra indica el grupo al que pertenece el acero.

- Con el número 2xx se agrupan los de Cr-Ni-Mn. Son de serie austenítica y no templables.

- Con el número 3xx son los Cr-Ni, serie austenítica y no son templables.

- Con el número 4xx se agrupan los de la serie mar-

tensítica y ferrítica.

Los empleados en implantología son los de la serie 3xx, con un contenido de Cr del 16 al 18% y de Ni del 10 al 14%. Pueden subdividirse según lleven o no MO que les da ductibilidad sin perder resistencia.

Para evitar la corrosión intercrystalina, el acero debe llevar un contenido de carbono inferior al 0.08%.

Entre los aceros más utilizados en implantología tenemos:

- 316 (AISI) o 250 (ACX) que presentan la siguiente composición:

C-0, 07.

Mn 1/2, Cr, 16/5 a 17/5; Ni 10.5 a 12; MO 2 a 2,5.

Tiene una resistencia a la tracción de 61 kg/mm<sup>2</sup>.

Tiene un límite de elasticidad de 31 kg/mm<sup>2</sup>

Tiene un alargamiento de 58%.

Tiene una dureza de 156 Hv.

- 316 L (AISI) 270 (ACS) que presenta la siguiente --  
composición:

C, o.03.

Mn. 1/2; Cr 16.5 a 17.5; Ni 11 a 13; Mo. 2 a 2.5.

Resistencia a la tracción de 60 kg/mm<sup>2</sup>.

Límite de elasticidad de 31 kg/mm<sup>2</sup>

Alargamiento = 54%.

Dureza de 152 Hv.

## TANTALIO

El primero en utilizarlo fué Formigini después Marziani en los implantes yuxta-óseos.

Es inalterable, tiene ductibilidad, es inerte. Pero a causa de su falta de precisión mecánica, de su ajuste insuficiente han tenido un periodo limitado de utilización; eliminado completamente.

## TITANIO

Las investigaciones realizadas han insistido sobre su compatibilidad con las células humanas; la inercia fisiológica del titanio es debida a que no provoca ninguna corrosión electrolítica y que su ionización es despreciable al punto que en ningún caso sus iones pueden atacar a los tejidos que lo rodean. Partiendo del polvo del metal comprimido, luego fundido al vacío, se obtiene una alta resistencia y una porosidad.

La porosidad se moldea en función de la granulometría del polvo utilizado.

Por su porosidad adquiere cualidades excepcionales de integración. Ha sido utilizado como un metal de adición para reforzar la resistencia mecánica de la aleación CO - Cr y del acero inoxidable.

Kawahara ha demostrado que el titanio y el Zirconio son estables y notablemente compatibles con los tejidos y las células que los rodean.

Es un material gris oscuro, posee la propiedad de formar en su superficie una película de dióxido de Titanio que le confiere un pasivado excelente con gran resistencia a la corrosión.

Tiene propiedades mecánicas inferiores a las aleaciones de acero inoxidable y cobálticas. Resulta fácil de trabajar en frío o forjado.

Posee una gran ductibilidad, puede doblarse casi a 180° igual que el 316 L, mientras que el cromo-cobalto fundido parte a los 55°.

Sobretodo tiene baja toxicidad.

Las propiedades de adhesión y compatibilidad serán obtenidas con las superficies metálicas a condición de que estas superficies se encuentran recubiertas de una película oxidada, estable, densa, homogénea que les confiera un poder humectante.

## EJEMPLOS DE DISEÑOS E INTERFACES TISULARES

Cromo - Cobalto - Molibdeno (Aleación vaciada).

Las fracciones microscopicas de la aleación de cobalto subperiosteal del implante fueron recogidos después de 6 a 7 años en un vivo.

El implante fué removido con regiones de hueso intacto a lo largo de algunas secciones del armazón. La examinación bajo un estereo microscopio y la remoción mecánica de regiones de hueso con forceps, indicaron una falta de unión adhesiva entre el hueso y el diseño.

Secciones de tejido de diversas regiones del hueso, fueron analizadas. En cada caso el especimen mostró una muy estrecha zona de tejido conectivo fibroso, fué estrecho a lo largo de las regiones estudiadas, con solo una a tres células de espesor.

La examinación de la aleación de cobalto del lado endoóseo y la porción radicular del implante también mostró tejido fibroso en la interface. Un ejemplo de la condición radicular del diseño con tejido fibroso en la interface recogida después de 3.5 años en vivo.

Los diseños Clínicos y experimentales y reportes de otros investigadores tienen también demostrado tejido fibroso sobre aleación de cobalto no poroso en la interface con hueso. Esta condición puede relacionarse al óxido de la superficie, pequeñas cantidades de productos de biodegradación, un alto de elasticidad y otros factores todavía no definidos.

#### Aleaciones de Titanio y Titanio - Aluminio - Vanadio

Una hoja de implante recogida con tejido que tuvo una función de 5 años y fué retirada por que se fracturo un conector intraoral.

La interface hueso - Titanio es mostrada usando un-reflejo de luz de un especimen no calcificado procesado. La evaluación de la interface de este diseño demostró condiciones de oseointegración.

La condición radicular del diseño construido de Titanio - Aluminio - Vanadio es tomada en el momento de su remoción, con seccionamiento en el laboratorio, así la sección no descalcificada reflejan la luz.

Este implante y la condición de la aleación en la interface, podría ser apuntada como oseointegración.

Otros diseños de implantes Ti - Al - Va. y la sección de la interfase tisular no calificada. La condición de estos implantes y el resultado de las secciones no descalcificadas de la interface de hueso directo, son semejantes con los hallazgos reportados.

## CAPITULO IX

### BIOCOMPATIBILIDAD

#### A. Concepto de Biocompatibilidad

Es una de las propiedades más importantes que debe poseer un material para ser usado en boca en los tejidos vivos.

No se ha encontrado un material que sea perfectamente admitido por los tejidos y por lo tanto todos deben ser considerados como "cuerpos extraños".

La compatibilidad biológica de un material depende de la respuesta tisular, tolerante o intolerante a las alteraciones químicas que suponen la inclusión y permanencia en el interior del organismo del implante y sus productos de degradación.

Desde el punto de vista biológico intervienen:

- Tipo y concentración celular
- Composición y concentración iónica de los fluidos extracelulares
- pH
- Actividad metabólica zonal

- Riqueza vascular y linfática zona-regional

Desde el punto de vista del material:

- Composición química
- Microestructura
- Ordenación cristalográfica de las fases presentes.

#### B. Interacción implante - tejido.

Los materiales que empleemos han de poseer una estabilidad, pasividad química que asegure el no desprendimiento de sustancias tóxicas y la ausencia de corrosión para evitar el que aparezcan reacciones y lesiones orgánicas que darían altraste (de) la implantación.

Clarck, Hench y Paschall proponen un material ideal para la implantación: el que teóricamente tenga una composición química superficial capaz de inducir en la interfase, los mismos procesos histológicos que aparecerían normalmente en ausencia del implante.

Y se basan en una serie de experiencias variando la composición de biovitrificadas y biovitrocerámicas en Ca.P.yNa, según el lugar de la implantación, logrando una unión material-tejido mediante la osificación de la interfase.

Los iones sodio desprendidos de la superficie del material, neutralizan la acidificación de las enzimas producidas en el proceso de cicatrización de los tejidos adyacentes manteniendo así un pH alcalino.

EN la Proximidad del implante se inicia una diferenciación de osteoblastos que generan fibrillas colágenas y mucopolisacáridos, que son incorporados por el gel rico en óxido de aluminio y la capa de fosfato cálcico de la superficie del implante.

En la capa de fosfato cálcico empieza la cristalización y a la vez se mineralizan las fibrillas de colágeno provocando una íntima unión hueso-implante.

Los materiales ideales tendrían lo que se denomina "Compatibilidad ultraestructural", es decir, que el tejido en la interfase parecería totalmente normal, sin cambio intra o extra celulares.

Pero esto, no es lo que se obtiene con los materiales usados en implantología. LO habitual es que se provoque una reacción tisular que los aísla, los encapsula, los separa de los tejidos vivos.

Cuando esta cápsula periimplantaria tiene un grosor

de pocas micras se considera el material como microestructuralmente biocompatible.

En cuanto a la reacción tisular se evalúa teniendo en cuenta el número y tipo de células de 0 a 3.

0 = No existe reacción inflamatoria.

1 = Reacción inflamatoria débil; pocas áreas dispersas con una concentración celular baja.

2 = Reacción inflamatoria moderada; podemos decir que las imágenes están entre uno y tres.

3 = Reacción inflamatoria severa; la mayor parte del campo muestra una extensa reacción inflamatoria con una densa celularidad.

La respuesta histica a cualquier material implantado depende de la cantidad y calidad de su superficie expuesta a los fenómenos de la interfase.

Es importante tener en cuenta que el implante tenga un correcto diseño, poca superficie, una correcta terminación con el fin de minimizar las posibles reacciones.

Con un material adecuado, un buen diseño y un perfecto acabado, podremos aumentar la tolerancia del implante.

### C. Reacción tisular.

Hay una proliferación capilar con maduración y especialización de células masenquimatosas perivasculares inmaduras y monocitos.

Se produce la fagocitosis de los detritus tisulares y la remoción osteoclástica del hueso muerto, con una concentración de fibroblastos activos y de macrófagos en esta zona.

La conclusión es una reacción repartiva con la obliteración cicatricial de la masa tisular lesionada.

Un implante puede, por diversas causas generar y desprender pequeñas partículas que estimulen cambios tisulares encaminados a la eliminación de cuerpos extraños.

Por un lado existe una fagocitosis directa de estos detritus, mientras por el otro lado la fibrina se organiza almacenándose los corpúsculos extraños en el interior de macrófagos o rodeados por células gigantes.

Esta reacción tisular es inespecífica, pero presenta ligeros matices según el material causante de la misma

#### D. Toxicidad

Los productos de degradación de los implantes tienen una toxicidad selectiva frente a los tejidos que los rodean, e incluso en órganos a distancia.

La corrosión de los componentes del implante conducen a la formación de compuestos solubles e insolubles que se depositan en tejido y son transportados y almacenados a distancia o son excretados.

La mayor citotoxicidad la presentaba los compuestos de cromo por la destrucción nuclear que provocan a nivel de las células gigantes de su alrededor.

Esta toxicidad depende de la cantidad y calidad de los iones y radicales presentes, ocasionando una disregulación tisular local que puede expresarse por un cuadro clínico de afectación local o general que se conoce con el nombre de Metalosis.

### E. Hipersensibilidad - alergia

Un implante al degradarse produce radicales o iones que reaccionan con ciertas proteínas desnaturalizándolas y convirtiéndolas en antígenos que pueden dar reacciones inmunitarias locales o generales.

Las partículas producidas por la corrosión de un implante, provocan una reacción tisular que afecta a los pequeños vasos de los tejidos adyacentes, en el sentido de afecciones endoarterídicas en forma de vasculitis linfática, necrosis fibrinoide y proliferación fibrosa de la íntima, pudiendo obliterar completamente su luz, provocando la isquemia de la zona.

## CONCLUSIONES

Un implante dentario es un elemento fijado al hueso., que soporta una prótesis dental. Un implante subperióstico descansa sobre la superficie del hueso, por debajo del perióstico; un implante endodóntico se coloca en el interior del diente, proyectándose hacia el hueso adyacente; mientras que un implante endoóseo se coloca en el interior del hueso.

Los biomateriales que se están usando actualmente desde el punto de vista clínico para implantes son aleaciones de Cobalto - Cromo coladas y labradas; Titanio puro y en aleación; y áceros inoxidables del tipo 3xx Cr-Ni Serie Austenítica.

Las aleaciones de Cobalto tienen un largo y exitoso registro como material para implantes de uso dental y médico. SUS propiedades metalúrgicas proveen un alto grado de resistencia a la corrosión en su superficie.

El Titanio y la aleación de Titanio muestran hueso directo ó tejido fibroso a lo largo del implante dependiendo del diseño y aleación. Son materiales de gran BIocompatibilidad.

También hay un grupo de metales tales como el Zirconium, Hafnium, Tantalum, Tungsteno que parecen tener óxidos y las condiciones de su superficie pueden asociarse con el hueso.

La importancia de los biomateriales en la respuesta tisular es considerada en aleaciones y metales extensamente investigados como son: Titanio, Aleaciones de Titanio, aleaciones de Cobalto - Cromo., áceros, Tantalio.

La interfase hueso - biomaterial varia dependiendo del material, diseño, y aplicación, así como las propiedades físicas, químicas de las aleaciones y el tejido que recibe el implante y la estabilidad del implante. En otras palabras es importante una buena afinidad por parte del material a implantar hacia los tejidos y su correcta colocación en los mismos.

## BIBLIOGRAFIA

BORREL RIBAS ANTONIO

Práctica de la Implantología.

Editorial: G.E.D.E.I. 1989. pág. 9 - 11; 131 - 140.

CHERCHEIVE RAPHAEL.

Implantes Odontológicos.

Editorial: Medica panamericana

Buenos Aires Argentina 1989. pág. 106 - 110.

FAGAN AMURICE J. JR. ISMAIL, MEFFER, FAGAN 111.

Implant Prosthodontics SURgical and Prosthetic Techniques for  
Dental Implants

Editorial: Mosby Year Book. 1990 pág. 281 - 291.

GUZMAN BAEZ HUMBERTO JOSE.

Biomateriales Odontológicos de uso Clínico.

Editorial: CAT editores Ltda. Bogotá, Colombia 1990 pág. 27 - 36;  
126 - 146.

JR. MEKINNEY RALPH V.

Endosteal Dental Implants.

Editorial: Mosby Year Book 1991 pág. 27 - 35.

OSBORNE JOHN

Tecnología y Materiales Dentales.

Editorial: Limusa. México D.F.; 1988 pág. 359 - 362.

TAYLOR THOMAS D.

Dental Implants. Are They For Me?

Editorial: Quintessence Books. U.S.A. 1990.

ARTICULO: QUINTESSENCE TECNICA. (Publicación internacional de prótesis Dental).

Marzo - Abril 1991 VOL. 2 No. 2 Edición Española.

"Titanio como material de trabajo en el laboratorio dental".