

147  
261



UNIVERSIDAD NACIONAL  
AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

BIOCOMPATIBILIDAD DE LA HIDROXIAPATITA

T E S I S

Que para obtener el Título de  
CIRUJANO DENTISTA

p r e s e n t a

MARIA DEL PILAR IBARRARAN DIAZ



México, D. F.

1993

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN



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.

## CONTENIDO.

INTRODUCCION	1.
1.- BIOCOMPATIBILIDAD.	
1.1.- Factores que intervienen en la biocompatibilidad	3.
a) Interacción implante tejido	3.
b) Reacción tisular	4.
c) Toxicidad	5.
d) Hipersensibilidad	5.
1.2.- IMPLANTES	5.
1.3.- OSTEOINTEGRACION	8.
1.4.- BIOMATERIALES CERAMICOS	9.
2.- HIDROXIAPATITA	
2.1 Antecedentes	12.
2.2 Generalidades	14.
2.2.1. Composición química y tipos	15.
a) Densa.	
b) Porosa.	
2.2.2. Obtención	17.
2.3. Clacificación	21.
a) Conos y partículas	21.
b) Granos de hidroxiapatita porosa	24.
c) Bloques de hidroxiapatita	24.
2.4. Propiedades y características de la hidroxiapatita	25.
a) Características Físicoquímicas	25.
b) Características bioquímicas	26.
c) Características biológicas	26.
d) Características biomecánicas en combinación con otros materiales...	27.
2.5. Vehículos utilizados para el manejo de la hidroxiapatita.	29.
2.6. Presentaciones comerciales	29.
3.- BIOCOMPATIBILIDAD	31.
a) CRISTALES de hidroxiapatita.	33.
b) FORMACION del cristal de hidroxiapatita	33.
c) MADURACION y CRECIMIENTO del cristal de hidroxiapatita	35.

3.1. Estudio realizado en ratas con implantes de Apatita cerámica densa.....	36.
3.2. Evaluación realizada en perros con partículas implantadas de durapatita, an alveolos recién extracción.	39.
3.3. Molar reimplantado en una cavidad rellena con H.A	40.
3.4. Tornillos sumergidos y revestidos con hidroxiapatita cerámica	.43.
4.- VENTAJAS Y DESVENTAJAS	45.
5.- COMPARACION CON OTROS MATERIALES.	47.
CONCLUSIONES.	55.
BIBLIOGRAFIA	60
GLOSARIO..	65

## INTRODUCCION

Anteriormente la perdida del reborde alveolar en pacientes parcial o totalmente edéntulos, era un gran problema el Cirujano Dentista.

Hoy en día contamos con una serie de materiales que han ido resolviendo esta preocupación.

El uso de la hidroxiapatita es de suma importancia ya que el 80% de la población adulta, presenta serios problemas de soportar o retener una prótesis.

Numerosas investigaciones han demostrado que la hidroxiapatita, conocida universalmente como el más importante componente mineral de los tejidos duros en los vertebrados, a puesto en evidencia un alto porcentaje de fracturas del implante, pero por otro lado se ha observado desde el punto de vista histológico una perfecta adhesión en la interfase encía-implante y hueso-implante, biológicamente puede considerarse la sustancia sintética más compatible hasta hoy conocida

Tomando en cuenta todas las características que ofrece este material, se habla de que es osteoconductor es decir, promueve una tendencia a guiar el crecimiento del tejido óseo, por lo tanto no tiene la propiedad de generar tejido óseo.

Se han realizado estudios para la colocación de la hidroxiapatita, en sus diferentes presentaciones como son algunas de ellas en forma de conos o en gránulos todo dependiendo el caso a resolver, ya que de ella depende una mejor adhesión del material con el hueso, evitando la resorción alveolar y conservando la altura, aunque no en su totalidad

pero si en un alto porcentaje

Es factible utilizarla también en defectos periodontales con resultados favorables, como son en la eliminación de bolsas periodontales, en curetajes abiertos, en la eliminación de hueso necrosado o dañado, se han obtenido excelentes resultados, observando una infiltración de tejido conectivo através de los poros y formación de hueso a lo largo de las paredes de los poros.

Debemos tener en consideración lo importante que es conocer los beneficios que nos ofrece este material haloplástico, sin olvidar sus ventajas, desventajas, indicaciones, contraindicaciones y sus limitaciones las cuales serán tratadas a continuación.

## 1.- BIOCOMPATIBILIDAD

Para insertar o colocar un material sintético en algún tejido vital del organismo, debemos tomar en cuenta que este sea biocompatible

Se han dado múltiples definiciones de biocompatibilidad y una de las más aceptadas es la formulada por Hech en 1972:

“ Un material es compatible con el tejido circundante, si la interfase entre el tejido vivo y el material se asemejan lo más posible a las zonas de interfase naturales que se encuentren “(4)

Podemos decir que la biocompatibilidad de un material no vivo dentro del organismo, es aquel, que no destruya los tejidos adyacentes, que no provoque reacciones inflamatorias mayores a las normales en una intervención quirúrgica, y que no intervenga en los procesos de la reparación osea ó fibrosa

1.1 Existen una serie de factores que intervienen en la biocompatibilidad de los materiales con el medio vivo los cuales son:

A) Interacción implante-tejido

Hay que escoger o elegir un implante que permita al organismo una función y una permanencia, para evitar que aparezcan reacciones y lesiones orgánicas, considerando el punto de vista biológico y material.

a) Biologicamente intervienen:

- \* Tipo y concentración celular
- \* Composición y concentración iónica de los fluidos extracelulares
- \* pH
- \* Actividad metabólica zonal
- \* Riqueza vascular y linfática zono-regional

b) Materialmente intervienen:

- \* Composición química
- \* Microestructura
- \* Ordenación cristalográfica de las fases presentes
- \* Organización electroquímica de su superficie

B) Reacción tisular.

Primero debe verificarse si el hueso se encuentra en posibilidad de recibir un implante, se este se encuentra vivo y activo. Pudiendo mantenerlo durante una buena cirugía y una carga apropiada hueso-implante, se tendrá un menor rango de rechazo.

No importa como sea de cuidadosa la técnica empleada en la cirugía, inevitablemente aparecera una zona necrótica y su reparación dependera de la presencia de células adecuadas, una buena nutrición de las células y un estímulo adecuado para la rehabilitación del hueso.

El hueso puede reaccionar de tres formas diferentes:

- \* Formación de tejido fibroso [no funcional].
- \* Apareciendo como hueso muerto residual; no produciendo cicatrización.

\* Originando un nuevo hueso de cicatrización.

#### C] Toxicidad.

Todos los materiales implantados en el organismo deben de tener un bajo índice de toxicidad, inevitablemente los productos de degradación de los implantes presentan una toxicidad selectiva frente a los tejidos que lo rodean, incluso en órganos a distancia, y algunos son excretados.

La alteración del pH y líquidos orgánicos como las lesiones celulares constituyen una toxicidad propia del implante.

#### D] Hipersensibilidad.

No todos los organismos admiten cuerpos extraños, por lo que pueden desencadenar una respuesta inmunitaria frente algún tipo de implante.

Lo más indicado sería realizar una implantación, empleando soluciones mínimas de el material utilizado, aplicadas durante 48 horas y observar si provoco alguna reacción eczematosa\*.

## 1.2. IMPLANTES.

Generalmente el término implante, se aplica al reemplazamiento de estructuras artificiales o no viables que sustituyan a tejidos u órganos desgastados, lesionados o enfermos.

En odontología consideramos el implante como el incluir un cuerpo extraño no viviente en el tejido óseo del maxilar superior e inferior;

con el objeto de poder reconstruir la función masticatoria, la fonética y la estética.

El material implantado debe de presentar una serie de características, por lo que diferentes investigadores están de acuerdo en que el elemento utilizado debe ser: inocuo, biocompatible es decir, bien aceptado por los tejidos vecinos, no producir reacciones inflamatorias o alérgicas, no debe ser rechazado por el organismo, ni tener características carcinogénicas.[2]

Algunos autores han especulado del tipo de material en que este fabricado el implante, para que pudiera tener una dinámica química de superficie, tales que pudieran producir cambios histológicos en la interfase, los cuales si el implante no existiera o no estuviera presente ocurrirían normalmente. El objetivo en un sistema de implantes sería, el comportamiento de dicho material en un tejido vivo, una técnica de preparación adecuada y una higiene excelente, un buen diseño del implante adecuado para cada caso, que resista a largo plazo las fuerzas clínicas funcionales y no funcionales.

Si clínicamente fuera factible la formación de hueso en torno a un implante, podríamos asegurar un método de sujeción o de anclaje, y se tendría lugar a la osteogénesis interfacial u osteointegración.

El crecimiento de la interfase de los tejidos y la estabilidad de los implantes dentales pueden estar afectados por un amplio rango de factores.

La publicación de investigaciones indican que el material y la condición de la superficie del material afectan fuertemente a la respuesta tisular. Las alteraciones tisulares son reconocidas cuando el material se corroe, cuando existe una biodegradación, o cuando son contaminadas al tiempo de la colocación.

Un aspecto muy interesante dentro de la aceptación de un implante, es cuanta impureza puede ser tolerada por los tejidos en donde va hacer colocada.

Los procedimientos quirúrgicos y el método de preparación en el sitio del tejido oseo, pueden ser reconocidos como condiciones críticas en la interfase tejido-implante. Así como también el papel del trauma mecánico, químico y térmico, son condiciones importantes que influyen en ello.

Se ha puesto en manifiesto que el trabajo mecánico temprano es más resistente en el crecimiento de la interfase del tejido, así como el movimiento que se causa en diferentes sitios del hueso muestran zonas de tejido fibroso. Investigadores continúan con el debate de las relativas ventajas y las desventajas de la interfase osea y el tejido fibroso, sin embargo, el implante anclado en el tejido fibroso va aflojándose con el tiempo. (5).

Estudios realizados en UCLA han demostrado que los implantes anclados en tejido fibroso se pierden la mayoría en un periodo de 10 años, indicando que este tipo de anclaje no es suficiente para soportar cargas del aparato masticatorio. (10).

El plan designado, el plan restaurativo y los materiales para la construcción y los factores del paciente, son críticos para la maduración y estabilidad de la interfase del biomaterial y el tejido.

1.3. OSTEINTEGRACION.

A lo largo de la historia de la implantología siempre se ha ido buscando establecer una integración real y duradera de un implante lo más parecido al hueso, que proporcione un riesgo mínimo de reacciones adversas locales o generales.

La osteointegración la definiremos en odontología, como la conexión directa estructural y funcional de un implante y el hueso vivo que son sometidos a cargas masticatorias. Esta osteointegración va a depender de la capacidad de cicatrización, reparación y modelado de los tejidos.

Branemark realizó una representación esquemática de la biología de la osteointegración, para un mayor entendimiento.

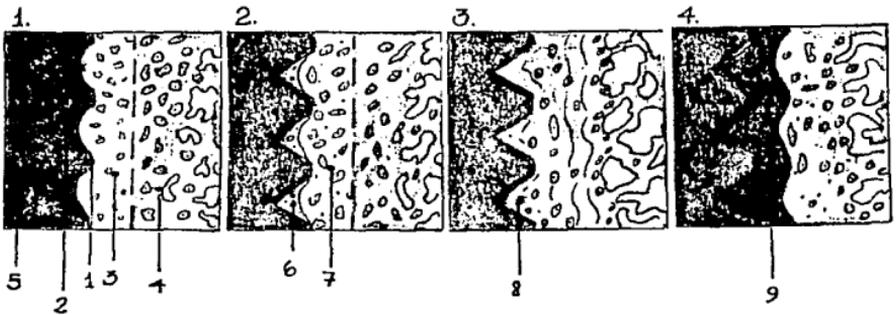


Fig.1. El hueso estriado no puede hacerse perfectamente congruente al implante. El diagrama esta basado en las dimensiones relativas de la fijación y del lugar de la fijación. 1) Contacto entre la fijación y el hueso (Inmovilización); 2) hematoma en la cavidad cerrada, entre la fijación y el hueso; 3) hueso dañado por el trauma mecánico y termal en la cirugía; 4) hueso ileso; 5) fijación.

Fig.2. 6) El hematoma durante el período de cicatrización sin sufrir algún tipo de carga se transforma en hueso nuevo (callo nuevo); 7) El hueso dañado sufre una revascularización, desmineralización y remineralización.

Fig.3. El tejido óseo vital se encuentra en contacto con el implante o fijación, sin intervención de ningún tejido; el tejido se remodela en respuesta a la carga masticatoria aplicada.

Fig.4. Caso sin éxito, debido a un trauma excesivo en el momento de la cirugía, por infección, por una carga prematura en el período de cicatrización. Una vez perdida la osteointegración no podrá ser reconstruida.

Esto nos indica que dependiendo de la manipulación y cuidados del tejido antes y después de la intervención será en gran parte la clave del éxito clínico, esto depende de la composición y diseño del material, así como el saber utilizarlo, instalarlo y usarlo.(3)

#### 1.4. BIOMATERIALES CERAMICOS.

Estos materiales son óxidos de metales o sus derivados, tienen

efectos de toxicidad muy bajos sobre los tejidos. Aún en estado de oxidación son inertes, estables químicamente y resistentes a la corrosión; son muy compatibles, no son carcinogénicos, ni inmunogénicos. Este tipo de materiales tienen la ventaja de que son frágiles, pero resistentes a impactos.

Los materiales cerámicos porosos son muy utilizados para cilindros radiculares, dependiendo el diámetro del poro será su función; si las porosidades son de 15 micrones en diámetro, se anquilosan adaptándose al hueso, especialmente si no existe oclusión por un tiempo; si las porosidades son demasiado pequeñas, el tejido conectivo solo se forma por crecimiento fibroso. Ahora las cerámicas densas se utilizan para el tratamiento de replicas radiculares o tornillos óseos, los cuales dan una muy buena estabilidad y dureza, las ventajas de este material son muy parecidas a las de la porosa.

Este tipo de materiales tienen propiedades muy diferentes a las de los biomateriales metálicos, tanto físicas, químicas, eléctricas y mecánicas. Así como su inactividad, su conductibilidad, elasticidad, brillos y sobre todo sus reacciones superficiales de adhesión son totalmente diferentes. Por ejemplo los materiales metálicos son esterilizados bajo diversos métodos, en cambio los materiales cerámicos normalmente deben ser bajo calor seco.

Generalmente, los materiales cerámicos presentan una fórmula general de feldespato, cuarzo y caolín.

El feldespato que en su forma natural es opaco, cristalino, su color

es indefinido entre rosa y gris, este es un compuesto químico por potasio, aluminio y silicato. Su composición es de  $K_2O$ ,  $Al_2O_3$  y  $6SiO_2$ .

El cuarzo o sílica, son cristales de cuarzo puro  $SiO_2$ ; y el caolín da a la porcelana propiedades de opacidad, químicamente se presenta por la fórmula  $Al_2O_3$ ,  $2SiO_2$  y  $2H_2O$ .(14)

Uno de estos materiales cerámicos es la hidroxiapatita que es una forma de fosfato cálcico ( $Ca_{10}[PO_4]_6(OH)_2$ ), siendo su uso principal para el aumento del reborde alveolar.

## 2- HIDROXIAPATITA

### 2.1. ANTECEDENTES.

El interés por hallar un material lo más parecido al hueso, para incrementar la altura de los procesos alveolares, a puesto en manifiesto las posibilidades de los materiales biocerámicos.

Ya en 1920 Albee uso el TPC (fosfato tricálcico), como un material que tiene la capacidad de estimular la osteogénesis.(4)

El primero que experimento con la cerámica porosa fué Smith, el cual no tuvo éxito alguno, pero puso en antecedente la posibilidad de lograr una unión fisiológica por el crecimiento de las células óseas en el interior de los poros.

En 1972 Hech comenzó con un trabajo experimental con el biovidrio SiO<sub>2</sub>, conteniendo CaO y P<sub>2</sub>O<sub>5</sub>. El demostró la difusión del proceso sin el vidrio, la cual generaba una delgada capa de hidroxiapatita en la superficie del hueso. El postulado de Hech nos muestra la posibilidad de generar un apretado enlace entre el hueso y la capa de hidroxiapatita, después de la implantación.(6)

Jarcho y cols. en 1976 elaboraron la hidroxiapatita Ca<sub>10</sub>[PO<sub>4</sub>]<sub>6</sub>[OH]<sub>2</sub>; han posibilitado la obtención de un material que pueda sustituir al hueso autógeno para el aumento del reborde alveolar, la conservación de las dimensiones del mismo tras las extracciones dentarias y la reparación de defectos periodontales. Presenta una absoluta biocompatibilidad

con el cuerpo humano.(9)

Waite 1982, Crainin 1982, Laskin 1982, Change 1983, Drobeck 1984, Krejci 1987, informan sobre los implantes de hidroxiapatita para el aumento de los rebordes alveolares con exitosos resultados.

Algunos investigadores como Kenney y Carranza en 1985 trabajaron con hidroxiapatita porosa, y observaron una neoformación ósea en el interior del cristal poroso lo cual nos esta indicando una mejor adherencia entre el implante y el tejido óseo.

Rabalais (1981) pone en manifiesto su teoría, el piensa uqe la hidroxiapatita por su alto contenido de calcio, va a estimular a las células indiferenciadas, y así diferenciarse en célula osteogénica.

Algunos investigadores han puesto mucha atención en el tamaño de las partículas de la hidroxiapatita, y han llegado a la conclusión que no debe ser demasiado chica, ni demasiado grande, ya que si es muy grande será más difícil su reabsorción y si es muy pequeña no va a dejar espacios apropiados para los elementos intracelulares.

Se han hecho algunos estudios de implantes de este material como son los realizados en ratas con apatita cerámica densa (6), en perros usando HA con y sin hueso autógeno (12), así como los implantes colocados en baboons obteniendo magníficos resultados. Tomando esto como referencia, al realizar un implante de HA en humanos se tendran grandes ventajas, debido a la exitosa biocompatibilidad del material con los tejidos.

Un estudio de defectos de furcación fueron resueltos con gran éxito con hidroxiapatita en UCLA, donde se le dió el nombre de hueso sintético.(10)

Tracy y Doremus comprobaron que la HA se une perfectamente al hueso, sin que se interpongan tejidos no mineralizados. En otros estudios se comprobó que el epitelio gingival emigro sobre los implantes.

Quinn y cols comprobaron la efectividad de los implantes de raíces de hidroxiapatita, y se determino que la perdida de altura y la anchura del hueso alveolar fué menor que en los casos control.

Dennisen, Mangano y Venini estan trabajando actualmente sobre la HA, dando hasta el momento excepcionales resultados tanto en implantología, como coadyuvante en la osificación.

## 2.2. GENERALIDADES.

La hidroxiapatita es conocida en el mundo como el componente más importante de los minerales naturales de los tejidos duros en los vertebrados, constituyendo de un 60% a un 70% del hueso y hasta un 98% en el esmalte.

Si esta es utilizada en forma de cerámica sintética, es menos reabsorbible, por lo tanto es adecuada para procesos rehabilitadores a largo plazo; por otro lado tenemos que es incapaz de soportar cargas de tipo flexionales y de torsión (fracturas), pero desde el punto de vista biológico podemos decir que es bien tolerado por los tejidos duros y blandos sin producir inflamación o alguna respuesta inmune debido a su com-

patibilidad.

Presenta una importante tendencia a guiar el crecimiento del tejido óseo, gracias a sus cristales y la porosidad del material da como resultado crecimiento óseo alrededor y dentro de las partículas implantadas, por lo que podemos decir que no genera tejido óseo.

### 2.2.1. Composición química y tipos.

La HA es un material derivado de un coral formado en arrecifes de esclerantina común, género porites, no es un material tóxico, no produce alergias y esta disponible en cantidades ilimitadas.

La HA  $\text{Ca}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ , es una biocerámica formada por fosfato cálcico, sumamente biocompatible y osteoconductor, la cual proporciona una matriz permanente, no es reabsorbible, induciendo a la formación de tejido óseo y fibroso entre el implante y el hueso. Por lo que es útil para la conservación del hueso alveolar y el aumento del mismo.

.....Tipos de Hidroxiapatita.

De acuerdo a su estructura química existen dos tipos básicos de HA, las cuales son:

a) Hidroxiapatita densa.

Este tipo de hidroxiapatita tiene una microestructura que consiste en cristales individuales de fosfato de calcio, fusionados entre sí en los límites de las partículas cristalinas.

Presenta un área superficial muy reducida, debido a su elevada densidad, por lo que su tendencia a sufrir cambios como la resorción es

mínima.

La Durapatita que es una forma de hidroxiapatita densa, es caracterizada porque sus partículas presentan bordes agudos y fasetas múltiples.

Existen otras formas como el Calcite donde las partículas se presentan lisas y redondeadas.

b) Hidroxiapatita porosa.

Su composición esta basada en fosfato y calcio. Este tipo de hidroxiapatita se obtiene de los corales y equinodermos invertebrados marinos que se unen entre sí para construir una organización de muchos animalitos que secretan un esqueleto de carbonato de calcio con numerosos poros interconectados, formando una estructura tridimensional uniforme y totalmente permeable, con uniones neuroquímicas; los microorganismos cuando crecen se desplazan radialmente hacia la superficie del armazón, este patron de crecimiento queda de manifiesto en la estructura del coral y la hidroxiapatita.

Los corales se recolectan de los arrecifes , y se someten a procesos para eliminar, la masa de material orgánico encontrado en los poros, los cuales presentan distintos diámetros, siendo los más óptimos para obtener la HA los del género porites cuyos poros son de 200  $\mu\text{m}$ , y los del género geniopora con poros de 500  $\mu\text{m}$ .(13)

De esta forma la HA porosa porosidades cuyos diámetros van de los 100  $\mu\text{m}$ . hasta los 500  $\mu\text{m}$ . Este tipo de HA es más débil que la anterior, debido a que presenta un área superficial extensa lo que provoca una

mayor resorción.

La resistencia, la tracción y la compresión de este material son muy parecidas a las del hueso esponjoso, sin embargo el éxito de este implante se basa en la capacidad de penetración en los poros del tejido óseo.

Se debe tener extremo cuidado en la colocación de la HA porosa, ya que no soporta constantes cargas ni fuerzas de flexión y torsión, ya que puede fracturarse el implante; pero la resistencia a la compresión es considerable, por lo cual hay que elegir los sitios de colocación.

### 2.2.2. OBTENCION.

Industrialmente la obtención de la hidroxiapatita comienza con una solución acuosa de componentes químicos (Ca,P), posteriormente es sometida a presiones muy elevadas que van de los 10 a 20,00 psi, y después se lleva a cabo la fusión a temperaturas muy elevadas ( 1.000 hasta los 1.300°C ) a dicho proceso se le da el nombre de aglomeración o sintetización.

La hidroxiapatita considerada como una cerámica policristalina se puede obtener de dos formas:

La HA densa constituida por cristales individuales de fosfato de calcio, estos cristales están fusionados entre sí por medio del proceso de aglomeración.

Por otro lado la HA porosa puede ser obtenida por tres métodos diferentes:

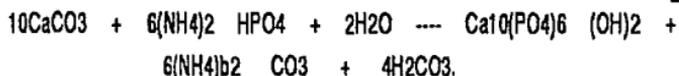
- 1) Sublimación del naftaleno.
- 2) Descomposición del peróxido de hidrógeno.
- 3) Proceso de replica de formas de vida. (Replaminaformas).

A principios de los años 70s, se desarrollo un método de obtención para las cerámicas, porosas, el cual se desarrolla a partir del armazon, o de del esqueleto de aragonita ( $\text{CaCO}_3$ ) el cual es secretado por diversos invertebrados marinos como son los corales y equinodermos anteriormente mencionados. Dichos esqueletos tienen poros interconectados; el tamaño de estos y la intercomunicación que existe entre ellos dependera del género y la especie. Como ya se menciona los porites presentan poros de 150 a 200  $\mu\text{m}$  de diametro, la familia geniopora tine poros de unos 500  $\mu\text{m}$ , los poros de ambos generos son totalmente permeables.

Dependiendo del diametro que tengan los poros podemos abtener ditintos resultados:

Los que contengan un diametro inferior a 10  $\mu\text{m}$  no van a permitir que existan en su interior crecimiento de celulas, los que contengan un diametro de 15 a 50  $\mu\text{m}$  van a estimular la proliferacion vascular y fibrosa; los que presenten un diametro de 50 a 150  $\mu\text{m}$  favorecen a la formacion de tejido ostiolde, y los poros de un diametro mayor de 150  $\mu\text{m}$  van a facilitar la existencia de proliferacion de tejido oseο mineralizado.

Meldnate una reaccion de intercambio hidrotermico se transforma el carbonato de calcio del armazon del coral escleroactiniforme en hidroxiapatita, manteniendose la estructura porosa (9).



Comparaciones realizadas con dos polvos de distintos laboratorios (1978) para la preparacion de la ceramica. Obtuvieron resultados sobre la hidroxiapatita disponible comercialmente; es preparada en dos formas distintas (porosa - densa).

A) Consiste en un aglomerado muy poroso con un tamaño de 1 a 2 micrometros. El area especifica de la superficie fue determinada por un analisis de RX, la cual es de (59 m<sup>2</sup>/g), y muestra picos un poco anchos de la estructura de la H.A.

B) Este polvo es preparado por un metodo muy tedioso, debido a su naturaleza gelatinosa de precipitacion, esto produce una fina division del polvo con la superficie la cual es muy especifica (80-90 m<sup>2</sup>/g).

Se obtuvieron las siguientes tablas:

\*Análisis elemental de los polvos de H.A. (por peso). Muestra el Ca y el P que contienen.

	Polvo A	Polvo B
CALCIO	37.50	37.20
FOSFORO	17.30	17.40
HIDROGENO	0.50	0.50
Ca/P	2167	2138
(Mol/Mol)	1.68	1.66

\* Análisis espectroquímico de las impurezas en los polvos de H.A.

Nos indica que el polvo A es más puro, en relación al polvo B.

Pdvo	Al	Cu	Fe	Mg	Mn	Na	Pb	Si
A	0.06	0.0001	0.1	0.2	0.03	0.3	0.0004	0.05
B	0.04	0.0008	0.004	0.005	0.0008	0.04	0.0007	0.02

#### Obtención de los implantes de apatita densa por compresión y sintetización subsecuente.

Para la obtención de este implante es necesario que el polvo de apatita, sea comprimido en un cubo de perspex, para prevenir la introducción en su interior de alguna sustancia extraña, se aplica un lubricante de ac. esteárico con alcohol la cual es aplicada sobre la superficie del dado; después el polvo compacto es colocado dentro de un tubo de caucho, aplicando poca presión y compresión isostática 100MN/m<sup>2</sup> con un vaso con aceite a presión.

Las muestras obtenidas de esta forma tienen una densidad de 44%, (cuerpo verde), posteriormente son calentados a una temperatura mayor a 100°C/hr, con una atmósfera húmeda de oxígeno por 6 horas y se enfrían lentamente por debajo de los 100 °C/hr. (6).

#### Obtención de los implantes de apatita cerámica densa por presión caliente continua.

Esta técnica se basa en la sintetización, esta basada por la aplicación de presión y calor al mismo tiempo (Odemans 1969).

Presentando algunas ventajas:

1.- La sintetización ocurre a 900°C, muy inferior a la temperatura de composición de la hidroxiapatita.

2.- La presión aplicada en su más alto punto es de 50 MN/m<sup>2</sup>. Bajo estas condiciones el grado de la presión es de 25 mm por hora.

3.- La medida pequeña de los granos, nos dará mayor dureza

La sintetización a presión caliente continua es una técnica totalmente rápida comparada con la sintetización convencional, pero existen limitaciones en el producto final por la geometría, la cual muchas veces son varillas de un diámetro muy limitado.

### 2.3. CLASIFICACION DE LA HIDROXIAPATITA.

Existe una clasificación para distinguir a la hidroxiapatita de acuerdo a sus presentaciones, así mismo hablaremos de sus indicaciones para cada tipo de ellas.

- a) Conos y partículas.
- b) Granos de hidroxiapatita porosa.
- c) Bloques de hidroxiapatita.

#### a) CONOS Y PARTICULAS DE HIDROXIAPATITA.

Su uso principal es en alveolos de una recién extracción. Al efectuar una extracción, la pérdida del funcionamiento de este espacio, interrumpe los estímulos transmitidos de las raíces y el ligamento periodontal al hueso de esa zona. Estos estímulos electroquímicos son los que evitan la pérdida del hueso normal. Después de la pérdida de algún diente

los estímulos no operan por demasiado tiempo, por lo que el proceso alveolar comienza a estrecharse y posteriormente pierde su altura vertical. Cuando el paciente usa alguna prótesis mal usada o diseñada, continuamente provoca pérdida ósea. La atrofia provocada es inevitable; pero para conservar y mantener lo mejor posible las condiciones del proceso alveolar después de la eliminación los dientes, para prevenir una retención mucho más estable puede ser posible.

Se han realizado estudios en donde se han implantado dos modalidades distintas de hidroxiapatita. Una de ellas con conos o formas sólidas de hidroxiapatita, esta presentación es indicada para colocarlas en el alveolo después de una extracción dentaria, la cual se puede modificar con piedras de diamante para ajustarlas lo más posible a la forma del alveolo, angulando y biselando para asegurar que la circunferencia total este 1mm abajo del nivel del hueso. Esta la podemos colocar simplemente con los dedos, precionando con una fuerza moderada, posteriormente se procedera a suturar para evitar el desplazamiento de los conos. En esta misma cita se pueden colocar dentaduras inmediatas, teniendo muy en cuenta que si se va a utilizar acondicionador de tejidos se tenga cuidado que no penetre en los alveolos.

Otras de las presentaciones es en partículas, estas consisten en una jeringa llena de múltiples partículas estériles de H.A. La manera de utilizarla es colocando las partículas dentro del alveolo por medio de la jeringa a modo de que la masa llene el alveolo, posteriormente empacar el material con una espátula estéril, y dejar un vendaje oclusal con ga-

sas estériles durante 3 horas.

Existe una condición importante para cualquiera de los dos casos; es que para colocar un implante en un alveolo de una reciente extracción, la profundidad mínima recomendable debe ser de 6mm. Es aconsejable tomar una radiografía posoperatoria para tener la seguridad de la colocación del implante.

El implante de hidroxiapatita en los alveolos de una reciente extracción es un método simple y muy útil para la conservación del hueso alveolar, aunque no impiden totalmente la pérdida del mismo. En cualquiera de los dos casos no existe una preferencia de cual usar, ambos han ofrecido excelentes resultados.

Boyne realizó un estudio utilizando perros, a los cuales se les hicieron extracciones dentales; posteriormente se les colocó implantes de raíces de hidroxiapatita en la presentación de los conos. El comprobó que el implante de raíces de H.A. colocado después de la extracción dentaria conserva 2 veces más el hueso alveolar, que en los casos donde no se coloca ningún tipo de implante. (16).

Para colocar este tipo de implantes es necesario:

- \* Tener una profundidad adecuada, principalmente en alveolos maxilares por zonas anatómicas vecinas y la función de la zona.

- \* Reducir y contornear el implante a colocar lo más rápido posible después de la extracción.

- \* Dejar ángulos redondeados facial - oclusal en las raíces de hidroxiapatita.

### b) GRANULOS DE HIDROXIAPATITA POROSA.

El uso principal de esta presentación es en casos de defectos parodontales.

La hidroxiapatita a dado a la parodoncia otra posibilidad para conservar los dientes, comunmente la enfermedad parodontal avanzada presenta una pérdida ósea considerable, la utilización de este material evitará exposición temprana de las raíces, movilidad hasta de un tercer grado y la emigración epitelial hacia apical.

Cuando existen bolsas parodontales o algún defecto óseo en una o varias paredes, existe una técnica de plegado, en donde primero se realiza un curetaje y se elimina el hueso dañado e inmediatamente se coloca el implante de H.A. Posteriormente se sutura con puntos interdentarios para evitar el desplazamiento de la encía y de el implante, es aconsejable colocar apósito quirúrgico en la zona.

### c) BLOQUES DE HIDROXIAPATITA.

Su uso principal es en pacientes desdentados, para el aumento del reborde alveolar. Para realizar este implante es necesario, una encía sana, libre de ulceraciones e irritación, con el fin de evitar que se desgarre o inflame demasiado.

Estos bloques no se pueden colocar:

\* Pacientes que presenten parestecias (agujero mentoniano debe de permanecer descubierto).

\* Cuando no existe suficiente tejido o es muy delgado, para realizar el aumento necesario. Ya que provocará la exposición del implante.

Lar, Frame John, Laird W.R.E. en 1987, indico el uso de los bloques de hidroxiapatita porosa , y confirmo el éxito de este tipo de implantes, haciendo una correcta desperiostización, ya que evitará el desplazamiento de la H.A, y presentara una más rápida y segura biointegración con el tejido óseo.

Para la realización de estos bloques es necesario la toma de una impresión al paciente a intervenir, y llevar el modelo al fabricante para su elaboración.

#### 2.4 PROPIEDADES Y CARACTERISTICAS DE LA HIDROXIAPATITA.

Sobre la hidroxiapatita se han realizado estudios exhaustivos, y se puede afirmar que si es correctamente empleada será un método muy seguro. Han llegado a identificar a la hidroxiapatita y a los fosfatos tricálcicos (TPC), como los materiales más idóneos y biocompatibles en la cirugía ósea. Por lo que es un material que reúne importantes propiedades y características como son:

##### a) Características FISICOQUIMICAS.

\* Su microestructura haversiana, muy parecida al hueso y al coral , lo que permite que sea igual al hueso desde el punto de vista estructural.

\* Presenta porosidades que dependiendo del diámetro de esta se obtendran distintos resultados, desde impedir el crecimiento de células en su interior, hasta la proliferación de tejido óseo mineralizado.

\* Resistencia a las variaciones de temperatura, es recomendable que sea inferior a los 900°C, ya que por arriba de esta empieza su des-

composición. (6).

\* Resistencia a las fuerzas de compresión y las de tracción. Las cuales se observan en la siguiente tabla.

	COMPRESION (10 <sup>4</sup> psi)	TRACCION (10 <sup>4</sup> psi)
-H.A porosa	1-10	0,4
-H.A densa	30-130	10-28

Deacuerdo a esta tabla nos presenta una mayor resistencia con los materiales densos en forma de partículas, los cuales tras la implantación se rodean de hueso neoformado, lo que confiere una mayor resistencia al material implantado. (9).

\* La conservación y reesterilización del material

#### b) Características BIOQUIMICAS.

Son aquellas que nos garantizan la biocompatibilidad

\* La radiopacidad, nos ayuda a llevar un control del material implantado sobre la respuesta de los tejidos circundantes.

\* No reabsorción;según investigaciones realizadas nos demuestran que la hidroxiapatita densa en animales no sufre reabsorción, sin embargo la hidroxiapatita porosa sufre una bioreabsorción de 0 a 5% en un año, por medio de un doble mecanismo, fagocitosis por acción de los osteoclastos y disolución química en los líquidos biológicos.

\* Función de la matriz para el crecimiento óseo.

#### c) Características BIOLÓGICAS.

- \* Carece de toxicidad local y sistémica.
- \* Carece de inflamación o reacción a los cuerpos extraños.
- \* Ausencia de la intervención de tejido fibroso entre el hueso y el implante.

\* Habilidad para la interface directa al hueso que quizá sea un mecanismo cementante para el hueso.

d) Características BIOMECANICAS de la Hidroxiapatita en combinación con otros materiales.

Meffert y colaboradores en los Estados Unidos (1987) realizaron una investigación con implantes que tenían aporte de plasma con Hidroxiapatita y polvo de titano, colocadas en perros edéntulos; obtuvieron excelentes resultados, relacionados con la capacidad de integración de la Hidroxiapatita con hueso y encía.

Se demostraron notables ventajas con los revestimientos metálicos con Hidroxiapatita, este nos permite obtener una osteointegración duradera estimulando y guiando el crecimiento óseo.

Los implantes metálicos revestidos con Hidroxiapatita deben de presentar las siguientes características:

- \* El polvo de Hidroxiapatita debe de ser ceramizado, y por lo tanto no es reabsorbible.
- \* La granulometría debe ser pesada.
- \* Los polvos deben ser químicamente puros y estables.
- \* Deben de mantener su pureza después de ser implantado.
- \* La interface del metal - Hidroxiapatita, deben presentar un anclaje mínimo de 4.000 psi.

- \* La rugosidad de la superficie puede ser entre 40 y 80  $\mu\text{m}$ .
- \* Debe presentar resistencia a la tracción (4.8 Kg/mm<sup>2</sup>) y al corte (2 Kg/mm<sup>2</sup>). (4).

## **2.5 VEHICULOS UTILIZADOS PARA LA COLOCACION DE HIDROXIAPATITA.**

Es necesario valerse de distintas soluciones que actuen como vehiculos para colocar y transportar la Hidroxiapatita al lugar donde sea necesario.

Una de estas soluciones utilizadas son el suero fisiológico y el agua bidestilada estéril, es recomendable colocar la solución en algún recipiente y dejar remojar las jeringas de Hidroxiapatita unos minutos para que los gránulos que contienen se condensen dentro de ellas.

Otra solución a elegir es la sangre del mismo paciente para facilitar su colocación, sin embargo no ofrece ninguna ventaja, sobre el material o el tejido óseo, ni con el resto de las soluciones.

Al elegir la solución a utilizar, ya a facilitar la colocación y condensación de los gránulos de Hidroxiapatita, ya que su método fácil y seguro sin temor a dispersarse o desperdiciarse el material.

## **2.6 PRESENTACIONES COMERCIALES.**

El material suele dispersarse en forma de partículas irregulares o regulares de 18 a 40 mesh.

La primera presentación que tuvo la Hidroxiapatita fue en

ampoyetas las cuales contenian 2 grs del material, aparte jeringas de plastico que se podían esterilizables con metodos habituales.

En la actualidad la generalidad de las marcas comerciables comercializan sus presentaciones ya en jeringas sin utilizar las ampoyetas. En el caso de los conos y de los bloques su presentación es diferentes que las anteriores.

Existen variaciones entre una marca y otra ya que los gránulos pueden presentar varios tamaños, y su selección dependerá del uso que se le vaya a dar ya que es distinto el tamaño de gránulos que nos indica para casos de periodoncia, que aquellos que se utilizan para rebordes alveolares. A continuación mencionaremos algunas marcas comerciales de mayor uso el mercado.

\* CALCITEK;

Calcitek, Inc, San Diego California.

Gránulos de Hidroxiapatita en jeringa.

\* ALVEOGRAF;

Cook - waite.

Granos esféricos de color blanco, con su presentación en jeringa, sus partículas son de 18 a 40 mesh.

\* PERIOGRAF;

Cook - waite, laboratories Inc.. N.Y.

Es una durapatita cerámica, la cual es una Hidroxiapatita cerámica densa de forma lineal no reabsorbible, que fué utilizada en la década pasada como material de hueso artificial para defectos alveolares. Sus

partículas son de 60 mesh.

\* INTERPORE:

Se encuentra en el mercado en dos formas distintas, una es en forma de gránulos y la otra en forma de bloques.

\* IMTEC. (Sistema de implantes de cabeza):

El sistema de implantes IMTEC provee con las funciones y la estética que los pacientes necesitan a un bajo costo, son cilindros hechos de aleación de Titanio siendo su uso sencillo y sirviendo para múltiples restauraciones. Disponible en varios tamaños para diversas necesidades.

\* APACERAM.

Es un implante combinado, consiste en un tubo en su interior de titanio y otro en el exterior que lo cubre.

Los implantes cilíndricos presentan un centro puro de Titanio y revestidos con TPS (fosfatos tricálcicos) e Hidroxiapatita. Estos implantes son quirúrgicamente muy compatibles con casi todos los sistemas de implantes. Son vendidos estériles.

### 3.- BIOCOMPATIBILIDAD DE LA HIDROXIAPATITA.

Una de las características más importantes de la hidroxiapatita es la biocompatibilidad con los tejidos bucales, siendo la mayor parte de su éxito.

La hidroxiapatita es un material que no presenta toxicidad local o general, no provoca reacción de cuerpo extraño, no altera los procesos normales de mineralización ósea, y la presencia de los iones calcio y fosfato aumentan significativamente el grado de biocompatibilidad.(18).

Cuando la hidroxiapatita es colocada directamente con el hueso, se adhiere por un mecanismo de cementado normal; y entre ellos no se deposita tejido fibroso. El área de adherencia entre el hueso y la hidroxiapatita vista desde el microscopio electrónico se aprecia una zona de 500 a 2000' de ancho, ocupada por una sustancia fundamental donde no existen fibras colágenas, por lo que se aprecia depósitos de cristales de hidroxiapatita biológica dispuestas perpendicularmente a las superficies.

La hidroxiapatita no induce la formación o el crecimiento de hueso en lugares donde no lo hay, no tiene actividad osteogénica, ni tampoco estimula el crecimiento óseo más rápido. Sin embargo nos proporciona una matriz física idónea, para que se deposite hueso nuevo, orientando la proliferación de hueso en donde no existe. Por lo tanto la hidroxiapatita a pesar de no ser osteogénica, tiene la capacidad de ser osteoconductora y esteófila.

Hablaremos ahora sobre la incorporación del hueso a la

hidroxiapatita según Holmes(9).

1.- Colocado el implante las dos primeras semanas , va a producirse una proliferación de tejido fibrovascular..

2.- El tejido fibrovascular a las 6 - 8 semanas sufre una metaplasia y se transforma en hueso inmaduro.

3.- Finalmente a los 3 - 6 meses, el hueso inmaduro se transformara en hueso maduro.

La transformación de tejido fibroso a hueso se origina porque las células que se encuentran en contacto con el hueso sufren una metaplasia, avanzando posteriormente hacia el centro del poro. (centripeta - concéntrica).

Un aspecto importante es la tolerancia de los tejidos blandos al implante, se ha podido comprobar que el epitelio gingival sobre los implantes de hidroxiapatita se adhieren a su superficie, teniendo el mismo aspecto que la interfase epitelio - diente natural.

El proceso de mineralización de la hidroxiapatita desencadena estímulos para el depósito de hueso, cuando estos estímulos son eliminados se inhibe la mineralización provocando resorción ósea, esto sucede muchas veces porque las fuerzas caen sobre el implante y no sobre el hueso.

La hidroxiapatita no ha demostrado signos considerables de resorción ósea, gracias a la unión tan estrecha entre el implante y el hueso. Esta resorción se debe muchas veces a:

- \* Fagocitosis por acción de los osteoclastos.

\* Disolución química de los líquidos biológicos.

La cual es compensada por regeneración ósea, y tanto la hidroxiapatita como el hueso que penetra en los poros, remodelan el hueso normal estimulados por las mismas fuerzas y mecanismos (Ley de Wolff)  
 " El hueso crece donde es necesario".

Formación de la matriz de calcificación en los implantes de hidroxiapatita.

#### a) CRISTALES DE HIDROXIAPATITA.

Al colocar el implante de hidroxiapatita sobre la superficie del hueso, es necesario esperar varias semanas para que se lleve acabo la formación de los cristales de H.A. así como su maduración y crecimiento, ya que de esta dependerá en gran parte de la biocompatibilidad con el tejido óseo.

Los cristales de hidroxiapatita estan constituidos por la organización de los iones calcio, fosfato, magnesio entre otros para conformar estructuras cristaloides de H.A  $[Ca_{10} (PO_4)_6 OH]_2$ , obteniendo la calcificación de la matriz orgánica del hueso.

Durante el proceso de cristalización se presenta un estado de saturación de sales de calcio, el cual recibe el nombre de nucleación. (Nacollas 1982).

#### b) FORMACION DEL CRISTAL DE H.A.

Estos se organizan apartir dse elementos iónicos formando estructuras muy delgadas con un diámetro de 50-100 Å y una longitud de 200-

400 Å. Los cristales están íntimamente relacionados con las fibras colágenas en forma paralela. En la dentina los cristales están localizados en el interior de los haces de fibras (Robinson 1982). (18).

Se realizó un estudio cristalográfico de la H.A, se obtuvo lo siguiente:

- 1.- Los cristales se adosan en forma paralela a las bandas del colágeno, inclusive se colocan en el interior de la fibra colágena.
- 2.- Estos cristales están rodeados por una zona acuosa y una zona líquida más densa, se le conoce con el nombre de zona de hidratación.
- 3.- Cuando los cristales jóvenes ya tienen un tamaño definido, su crecimiento futuro será escaso. El crecimiento es por multiplicación no por cambios de crecimiento del cristal. Iniciado el proceso de nucleación será muy rápido el crecimiento del cristal; su pulimiento y maduración final son en un largo plazo.

El exterior del cristal de H.A ofrece una superficie amplia para el intercambio iónico.

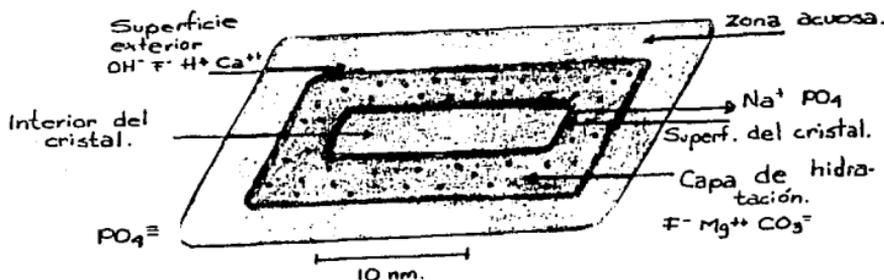
La solubilidad del cristal es alterada por los siguientes iones:

- 1.- Los iones que aumentan la solubilidad del cristal son,  $H^+$ ,  $Na^+$ ,  $Mg^{++}$ ,  $CO_3^-$  y el citrato.
- 2.- Los iones fluor disminuyen la solubilidad del cristal.
- 3.- Existe un grupo de iones que son capaces de sustituir al calcio en el cristal pero su solubilidad no está bien establecida,  $Pb^{++}$ ,  $Sr^{++}$ ,  $Ra^{++}$ ,  $UO_2^{++}$ .

El intercambio iónico se lleva a cabo en la periferia del cristal, el

cual puede ser isoiónico y heteroiónico, pero siempre será entre uno y sale otro. En la capa de hidratación es donde se lleva a cabo la mayor transferencia o intercambio iónico.

### CRISTAL DE HIDROXIAPATITA.



#### c) MADURACION Y CRECIMIENTO DEL CRISTAL DE H.A.

El fenómeno de maduración del cristal, se debe al intercambio iónico entre una capa y otra, incorporando de nuevos iones al núcleo del cristal, lo cual significa que estos iones se fijan en el interior del cristal a espensas del desalojamiento de moléculas de agua.

Los componentes iónicos del cristal nunca llegan a desalojar su contenido acuoso, pero si una mínima porción, aunque siempre existen

sitios desocupados para recibir nuevos iones. El hueso joven se encuentra más vascularizado y tiene un mayor contenido de agua lo cual permite una difusión más rápida; y el hueso altamente mineralizado, los cristales son más pequeños y menos perfectos también permiten un intercambio rápido en la superficie.

" La constitución y el comportamiento bioquímico y fisicoquímico del cristal de H.A es exactamente el mismo en los tejidos calcificados, de manera que la conducta biológica del cristal es similar en la dentina y el esmalte".(18).

Un estudio en el microscópio electrónico obtuvo resultados importantes. Los cristales en hueso, dentina y otros tejidos mineralizados están localizados dentro de las fibras colágenas. Inicialmente los cristales de H.A se depositan dentro de los huecos, y después se extienden a los poros para rellenar todos los espacios disponibles.

Se demostró que el proceso de calcificación del hueso y dentina, el aumento de volumen se debe a la multiplicación de los cristales (aumento en número), y no en sí al aumento del crecimiento del cristal.

### 3.1. Estudio realizado en ratas con implantes de APATITA CERAMICA DENSA. (ADC).

Los implantes fueron realizados con tres tipos de ACD (azul, blanca, gris), teniendo las mismas características biológicas. Estos implantes fueron modelados con fresas de diamante y esterilizados en un esterilizador endodóntico a 260°C por 15 minutos, y enfriados lentamente por 1 hora.

De los tres diferentes tipos de ADC, se realizaron 14 implantes de cada uno, los cuales se implantaron en la tibia izquierda y en el músculo dorsal de 21 ratas, de modo que cada animal tuvo 2 implantes del mismo material. Los implantes de ADC, fueron más chicos que las cavidades realizadas, por lo que no se encontraban en contacto directo con el hueso por lo que fueron insertados y empujados por la superficie del hueso, permitiendo una evolución del cementado del implante con el hueso.

Después de un mes se observó nuevo hueso formado llenando los huecos entre el implante y el hueso, no mostraron ninguna respuesta a cuerpo extraño. Los animales fueron sacrificados después de 6 meses por inyección de sodio pentobarbital (60mg/ml). Posteriormente los implantes son incisionados y sumergidos en una solución de formalin para el proceso histológico, fueron desmineralizados en EDTA al 10% (ácido etilendiamintetracético) por lo que poco a poco fueron permaneciendo los componentes de los tejidos.

Se tomaron de cada tipo de apatita cerámica densa tres muestras de hueso y tres de músculo, de las que fueron preparadas de la siguiente forma; 18 especímenes fueron sumergidos en parafina y cortados con un microtón, después fueron montadas y fijadas con tinción de Masson.

Macroscópicamente se observó que los implantes de ACD en hueso (tibia) aparecieron fuertemente adheridos imposibles de separar. Esta unión estuvo presente en todos los implantes de los tres tipos de apatita, y no se observaron signos de resorción del material. El grado de fijación de la superficie del implante al hueso, fué comprobado mecánicamente

con forceps con una fuerza de tracción de 30N. Cuando la fractura ocurrió fué con interfase en medio de implante y tejido.

El implante colocado en el músculo fué circundado por una capa de tejido conectivo, sin presentar inflamación o resorción.

#### Microscópio de luz.

Los implantes que fueron colocados en el músculo fueron circundados por una delgada capa de tejido fibroso y no presentaron ningún signo de inflamación, ni en la capa fibrosa ni en el tejido muscular. El tejido fibroso no presentó mineralización. La reacción del tejido circundante de los tres distintos tipos de ADC fueron idénticos.

Los implantes colocados en hueso fueron estrechamente unidos en el tejido óseo, independientemente de la forma del implante. Investigaciones histológicas mostraron que los espacios alrededor de la adaptación del implante fueron llenados completamente por la formación de hueso nuevo. Este hueso prematuro durante el transcurso del tiempo fué remplazado por hueso maduro. El hueso ya maduro fué visto como islas circundantes por el hueso prematuro.

No hubo presencia de células inflamatorias, no mostraron resorción del implante, ni tampoco existieron diferencias en la reacción del tejido óseo en cada uno de los tres implantes.

#### Microscópio de transmisiones de electrón.

En algunas ocasiones se observó una capa amorfa (60  $\mu\text{m}$ ) en la interfase entre el implante y la nueva formación de hueso. Esta delgada capa tiene que ver con el fuerte cementado entre la ADC y el hueso vivo.

Es muy conveniente este enlace ya que la H.A es muy parecida al hueso.

Como conclusión de este caso podremos decir que los implantes utilizados en este estudio no presentaron diferencias entre los tres tipos. La formación de tejido óseo a la superficie del implante resulto de un estrecho cemento.

Un aspecto muy importante de este estudio fué la síntesis densamente artificial de los implantes, que cuando se incertaron en hueso es incorporado, dentro de él de una manera muy íntima. (6)

### 3.2 Evaluación realizada en perros con partículas implantadas de DURAPATITA, en alveolos recién extracción para mantener el surco alveolar.

Este estudio fué llevado en seis perros sabuesos jóvenes, a los que se les realizaron extracciones y se les colocó partículas de durapatita en los alveolos frescos, no presento resorción de los surcos alveolares, y después de seis meses se observó una estrecha unión del implante con el hueso.

La implantación del alveolo fresco de la extracción , con partículas de durapatita , previno el colapso del alveolo , posteriormente se tuvieron evidencias de crecimiento de nuevo hueso entre el implante esto se pudo afirmar radiográficamente después de un mes de la implantación. A los 18 meses se observó láminas de hueso con partículas de hidroxiapatita, tanto en bucal como en lingual, lo que ayudo a conformar el alveolo.

Los resultados de estas evaluaciones clínicas y radiográficas de la conformación de los surcos alveolares de los huesos implantados fué mucho más anchos y redondeados que en los alveólos que no se les implanto ningún material. Histológicamente demostró que los gránulos implantados dentro de los alveólos frescos recién extracción, mantuvieron una conformación normal y se previno de una atrófia de los surcos alveolares.

Este estudio confirmó tres años clínicos de aumento de los surcos de varios alveolos frescos rellenos con Periograf y durapatita Alveograf con una correcta resorción de los surcos alveolares de 198 pacientes. (6)

### 3.3 Caso de un molar reimplantado en una cavidad rellena con HIDROXIAPATITA.

Las reacciones parodontales en los dientes reimplantados han sido estudiadas tanto en animales como en humanos.

En este estudio tenemos a un paciente femenino de 31 años al cual se le realizó tratamiento endodóntico en el 2do. molar inferior derecho, a los pocos años se presento una pérdida de hueso considerable en la misma zona principalmente hacia la raíz distal, este presentaba una bolsa periodontal y además con una movilidad de 3er. grado. Posteriormente tuvo que ser extraído; el espacio del alveólo tenía un quiste radicular de aproximadamente 1 cm. el cual fué cureteado.

Para poder mantener al alto oclusal, el molar fué reimplantado, por lo que se le colocó H.A en el lugar ocupado por el quiste. El diente fué

reimplantado y establecido con cemento periodontal durante 2 semanas. El molar fué periódicamente examinado, el cual permaneció asintomático y sin movilidad durante 4 años.

La paciente salió embarazada en 1986, y no regresó hasta 1988 después de dos años; posteriormente fué tomada una radiografía la cual reveló un extensa caries a nivel de la raíz distal. Por lo que se tuvo que retirar las raíces, removiendo parte del tejido duro de su alrededor para el exámen histológico.

El diente se preparo con cortes mesiodistales y fueron teñidos con hematoxilina - eosina.

Los resultados de este caso fueron hechos por separado ya que a la raíz mesial no se le colocó hidroxiapatita la que sirvió como simple control. Esta parte reveló que el epitelio de unión se encontraba adherido al cemento a lo largo de él, se observó una reparación fibrosa por la desorganización de las fibras gingivales. También se encontro resorción radicular en algunas áreas, no hubo formación de hueso nuevo y presento en el tercio apical de la raíz mesial una alineación de cementoblastos a lo largo del cemento.

En la raíz distal donde fué colocada la hidroxiapatita se presento un epitelio de unión muy largo, un amplio tejido reparativo fibroso adherido al cemento. Las láminas de H.A fueron rellenas completamente por tejido óseo. La formación osteoide alrededor de la hidroxiapatita, presentaba una fuerte unión con formaciones cementoides, creando anquilosis.

La histología de este caso demostró reparación fibrosa, formación de hueso y anquilosis alrededor de las partículas de H.A. Por lo que podemos considerar que la H.A es osteoconductora y ayuda a la reinserción del ligamento periodontal.

El uso de la H.A con tejidos duros ha dado excelentes resultados como material de relleno en defectos periodontales, luego de un año de implantado puede ofrecer debridado individual.(23)

Es importante mencionar que el uso de la hidroxiapatita en periodoncia, no presenta repercusiones en tejidos blandos, como resecciones gingivales, niveles de adherencia y tratamientos de bolsas periodontales ya que permanecen estables después de tres años de su colocación, y la áreas a las cuales no se les colocó este material presentaron recesión.



Figura 1. Radiografía preoperatoria del diente N° 31. Observe la radiolucidez extendida desde la cresta alveolar hasta el área periapical



Figura 2. Seis años de seguimiento mediante radiografías (1988). La caries radicular la cual ha obliterado la raíz distal y la porción remanente de la raíz mesial (flecha). Observe la condensación radiopaca de partículas de hidroxiapatita debajo de la raíz distal.



Figura 3. La raíz mesial presenta pérdida de cemento debajo del epitelio de unión (flecha). Observe las fibras gingivales unidas a la superficie dentinaria (H & E, magnificación original x 25).



Figura 4. Islas de resorción inactivas en la porción inferior de la raíz mesial (flecha). Observe la extensión de las fibras del ligamento periodontal insertadas en la dentina (H & E, magnificación original x 64).



Figura 6. El área apical de la raíz distal demostrando formación ósea (O) partículas de hidroxiapatita alveolar (HA). Obsérvese el ancho del ligamento periodontal (FT) y cemento (C) en la superficie radicular (H & E, magnificación original x 25).



Figura 7. Área del ligamento periodontal de la figura 6 demostrando un patrón de organización irregular de la inserción fibrosa (FT) desde osteoide (O) hasta superficies cementoides (C) (H & E, magnificación original x 64).



Figura 8. Otra porción de la raíz distal exhibiendo un área amplia de fusión cemento-osteóide o anquilosis (H & E, magnificación original x 25).



Figura 9. Observe la formación tipo estalagmita cementaria (C) desde la anquilosis radicular con la formación osteóide (O) y alrededor partículas de hidroxapatita (HA) (H & E, magnificación original x 25).



Figura 10. El área de la raíz distal cerca del ápice con células gigantes binucleadas en el espacio del ligamento periodontal. La superficie cementaria demuestra una actividad cementoblástica (flecha). (H & E, magnificación original x 25).

3.9 Estudio realizado con implantes a tornillo sumergidos y revestidos con HIDROXIAPATITA CERAMICA.

En Estados Unidos se han realizado estudios con implantes metálicos revestidos con H.A con óptimos resultados.

En este caso no es necesario realizar grados altos de porosidad o rugosidades en las superficies del metal para obtener un buen anclaje con el hueso, ya que ahora el uso del revestimiento con la H.A permite una mejor osteointegración la cual será duradera, ya que como anteriormente mencionamos estimula y guía el crecimiento del tejido óseo.

Las partículas de la hidroxiapatita se incertan en las sustancias minerales del organismo en el intercambio de iones fisiológicos, en cambio los implantes metálicos producen sustancias extrañas a nuestro organismo que pueden ser soportadas en algunos casos.

En el siguiente caso el paciente presentaba problemas en el primer premolar superior izquierdo, principalmente a nivel estético, por lo que se optó a elegir la implantología posextracción. Se decidió implantar un tornillo revestido con H.A con el uso de aporte plasmático. Para poder escoger el tamaño del tornillo se tomaron radiografías panorámica e intraoral, las que dieron indicaciones muy precisas de tamaño del tornillo a colocar (5mm de diámetro y 14 mm de longitud). Los que fueron esterilizados en autoclave antes de la intervención.

En seguida se hizo la extracción, prosiguiendo a la colocación del tornillo revestido con H.A, este es introducido totalmente en la cavidad del alveólo con ayuda de una brugóla y del atornillador digital, se cierra la abertura con un tornillo tipo tapa, para prevenir de la entrada de ali-

mento o algunas otras sustancias.

Ya realizados todos estos pasos es necesario esperar un período, para que se lleve acabo la integración del implante con el hueso. En este caso fueron 6 meses los esperados para conseguir una buena integración para poder colocar los muñones, ya que de este paso dependerá gran parte del éxito de la implantación. Esto se debe a que el muñon va a transmitir los mensajes oclusales y funcionales al cuerpo del tornillo con fuerzas repartidas; ya pasado este período la fase de integración adaptiva será mucho más tranquila.

Las radiografías intraorales tomadas después de 16 meses nos revelan el grado perfecto de biocompatibilidad creado entre la interfase hueso - hidroxilapatita.

Los resultados de el caso fueron alentadores ya que algunos metales como el titanio revestido con H.A resulta válido, ya que los iones metálicos son extraños al organismo, en cambio los iones de la H.A son fisiológicos; con la este material nos da la posibilidad de una unión mucho más rápida con respecto a los implantes metálicos sin revestimiento del material.

Fué demostrado el crecimiento del hueso sobre la superficie de la H.A, por lo que este crecimiento va a favorecer a la inserción de las fibras gingivales perpendiculares al hueso en formación.

Un punto muy importante de la estabilidad biointegrativa de la interfase hueso - implante, es que la técnica de paralelismo de los muñones sea correcta. (22)



Fig. 7 Radiografía del machistore introducido



Fig. 12. Radiografía introral del tornillo introducido en el canal receptor.



Fig. 9. El tornillo posee los parámetros dimensionales utilizables.



Fig. 11. Está visible la cavidad contenida en el cuello del tornillo. Esta cavidad hospedará la brujula.



Fig. 15. Con el destornillador se termina de atornillar el microtornillo, proceso que fue iniciado con el portatornillo grueso y pequeño.



Fig. 17. El microtornillo se presenta al mismo nivel de la encía y su remoción resulta fácil.



Fig. 18. Vista de la cavidad contenida en el cuello del tornillo después de desatornillar el microtornillo.



Fig. 13. Radiografía panorámica del mismo caso. En el sector 46 está visible una *cesta de Bellavio* que la paciente tiene desde hace 8 años.



Fig. 16. Radiografía intraoral del tornillo después de 6 meses.

## 4.- VENTAJAS Y DESVENTAJAS.

### Ventajas GENERALES.

- \* Es un material no reabsorbible, por lo que es adecuado para procedimientos a largo plazo.
- \* Este material soporta temperaturas muy variadas, por lo que permite una buena esterilización.
- \* Se puede variar fácilmente su estructura con fresas de diamante.
- \* No presenta reacciones inflamatorias o alérgicas.
- \* Es un material muy estable.
- \* Promueve la formación de hueso (osteoconductor y osteofilia), lo que permite un mejor anclaje con el tejido óseo.
- \* Su colocación es rápida y no depende de técnicas sofisticadas.
- \* Sus presentaciones son variadas en tamaño de las partículas y en diseño, y se facilita el caso a utilizar.

### Ventajas como material de RECUBRIMIENTO.

- \* Una verdadera unión biológica y bioquímica entre el tejido óseo y la hidroxiapatita.
- \* Una cicatrización más rápida con crecimiento superficial de hueso en el implante.
- \* El perostio crece íntimamente en la superficie del revestimiento de la H.A.
- \* Resistencia al crecimiento epitelial.
- \* Múltiples aplicaciones protésicas.

- \* Los implantes revestidos con H.A bajo cargas continuas se mantienen rígidamente al hueso de soporte.

### Ventajas en raíces artificiales de HIDROXIAPATITA.

- \* Significativo retraso en la reabsorción ósea.
- \* Preservación a largo plazo de la cresta alveolar.
- \* El implante es bien tolerado por el paciente.
- \* Fácil manejo.
- \* Mínimo riesgo de complicaciones. Tomando muy en cuenta la extrusión de las raíces através de mucosa, con pérdida de las mismas.
- \* No es alterada la profundidad del surco vestibular.
- \* Insignificante aumento del tiempo del tratamiento.

### Desventajas.

- \* La hidroxiapatita como material cerámico es incapaz de soportar cargas de tipo flexionales y de tracción, por lo que pone en evidencia un alto porcentaje de fracturas del implante.
- \* La biointegración del material con el hueso se lleva a cabo en varios meses para la colocación de una prótesis.
- \* Es un material caro.
- \* En México no se encuentra disponible fácilmente.

## 5.- COMPARACION CON OTROS MATERIALES.

Las interfases de los implantes dentales es influenciado por las características y propiedades del biomaterial y la biomecánica. El estudio de los implantes dentales lo podemos entender mejor si asociamos las fuerzas transferidas a la interfase entre el tejido óseo y el biomaterial.

Podemos decir que la composición química de los biomateriales y las superficies sintéticas de los mismos, dependerán de un alto porcentaje la biointegración con el tejido vivo. Por lo tanto:

1). El material y las propiedades de la superficie tienen una influencia directa a corto y largo plazo en la respuesta de la interfase de los tejidos.

2) Influyen directamente sobre el tipo de tejido presente en la interfase.

3) Las fuerzas biomecánicas recibidas, influyen directamente en la estabilidad y la interfase.

Por lo que podemos asegurar que una buena biointegración dependerá notablemente de el biomaterial y las fuerzas biomecánicas resultantes. Existen una serie de materiales utilizados en la práctica odontológica los cuales incluyen; metales y aleaciones, polímeros, cerámicos, carbonos, composites y combinaciones entre ellos.

### Aleación Cobalto - Cromo - Molibdeno.

El cobalto en su estado natural es de un color blanco argentino, con ligero viso rojizo. Se disuelve lentamente en los ácidos y se vuelve pasivo con el ácido nítrico concentrado.

La apariencia macroscópica de la aleación de cobalto en el tratamiento odontológico se ha investigado desde hace unos 6 o 7 años. Se han realizados estudios en el tratamiento de implante subperióstico, obteniendo después de la remoción, regiones intactas de hueso pero solo en algunas áreas. La examinación al microscopio no presenta una biocompatibilidad con el tejido óseo. Inclusive al realizar una remoción mecánica con forceps en los lugares donde permaneció el hueso, no indico una adhesión resistente. Enseguida se tomarón muestreras de tejido óseo localizadas en diversas zonas del implante, lo que mostró áreas limitadas de tejido conectivo fibroso muy delgado. La examinación de la aleación de cobalto demuestra una interfase fibrosa del tejido.

Otras investigaciones clínicas y experimentales reportadas demostraron la formación de tejido fibroso en la interfase de la aleación no porosa del cobalto y el hueso. Esta condición posiblemente se relacione con la oxidación de la superficie de la aleación, con las cantidades pequeñas de productos biodegradables, un alto módulo de elasticidad, etc...

Las aleaciones basadas con cobalto tienen un registro amplio, para implantes de uso dental y médico. Desde el punto de vista clínico estas aleaciones muestran perfiles y características que pueden ser aceptables. Sin embargo, el uso de aleaciones en diferentes situaciones se ha encontrado tejido fibroso en la zona de interfase.

Las propiedades básicas de la metalurgia de las aleaciones de cobalto provee un alto grado de resistencia al deterioro de la superficie y las aleaciones moldeables dan una oportunidad para fabricar formas

adaptables a anatomías complejas.

Nota. Se reporto un caso de implantación de aleación de cobalto del tallo endoóseo de la raíz, presentó una interfase igualmente fibrosa, la cual se reestableció después de 3.5 años de seguimiento.

### Aleación de Titanio y Titanio - Aluminio - Vanadio.

El implante de titanio directamente con el hueso se asocia y establece con los tejidos.

Un examen clínico con un implante que se construyó con titanio-aluminio- vanadio estuvo en función durante 5 años, pero sufrió una fractura intraoral, el cual se examinó teniendo los siguientes resultados.

La interfase del hueso y el titanio es mostrado usando una luz reflectante proyectando una imagen no calcificada. Las evaluaciones de la interfase de este implante demostraron buenas condiciones de osteointegración.

Las aleaciones fabricadas con titanio y titanio- aluminio- vanadio, algunas muestran tejido fibroso o hueso a lo largo de la interfase del implante dependiendo de la aplicación clínica y el implante designado. Estos materiales poseen una serie de aplicaciones clínicas y son enlistados como biocompatibles, y clínicamente aceptados para su utilización.

El titanio pertenece al grupo de los metales reactivos por lo que presenta óxido, las condiciones de la superficie previenen de posibilidades para una asociación directa al hueso. El titanio presenta una fuerza

de cementado entre el hueso y la superficie del material.

Un estudio comparativo de los biomateriales como el cobalto, titanio, y calcio muestran que todos son biocompatibles con el tejido vivo para aplicaciones clínicas. Investigaciones han demostrado que existen diferencias a el nivel microestructural de la interfase del tejido y el biomaterial.

La dimensión de agarre de la interfase del hueso será soportada de valores máximo a mínimo (Hidroxiapatita, Titanio y aleaciones de cobalto). Estos materiales se consideran los mejores materiales que existen biocompatiblemente hablando por su dureza, resistencia y dimensión.

Comparación de los biomateriales antes mencionados según a algunas propiedades.

BIOMATERIAL	Módulo de elasticidad	Superficie
Cobalto-cromo-molibdeno	200GPa(29 X 10 psi)	Cr x O y.
Titanio (99% Ti)	96 GPa(14 X 10 psi)	Ti x O y.
Titanio-aluminio-vanadio ( Ti- 6Al- 4V)	117GPa(17 X 10 psi)	Ti x O y.
Hidroxiapatita	425GPa(-6X10 psi) forma densa	Ca <sub>x</sub> (PO <sub>4</sub> ) <sub>y</sub> (OH) <sub>z</sub>

## Estudio comparativo con implantes de Titanio -- Hidroxiapatita.

### \* Características del TITANIO.

Es un material gris oscuro, sus propiedades mecánicas son inferiores a las de los aceros y aleaciones cobálticas. Tiene la característica de formar en su superficie una película de dióxido de titanio que es un pasivador resistente a la corrosión. Posee una gran ductibilidad ya que puede doblarse casi 180° y presenta un rango de toxicidad muy bajo.

Se están realizando estudios para crear un titanio poroso para tener una mejor superficie de adherencia con el tejido vivo. Así como el combinar con aleaciones de aluminio y molibdeno para darle al implante una mayor resistencia.

Es importante mencionar las ventajas y desventajas que ofrece este material (Titanio).

\* El titanio nos ofrece una buena biointegración con el hueso vivo.

\* Es un material que puede ser combinado con la H.A., formando un implante llamado comercialmente APACERAM, el cual consiste en un tubo interior de titanio y, otro que le cubre en su exterior de H.A. de alta densidad, conectados por un cemento de resina 4-meta polimerizado a calor conteniendo partículas de relleno de H.A.

\* Es un material estable, ya que no presenta movilidad después de su integración con el hueso.

Sus desventajas se basan en lo siguiente.

\* Es un material mucho más caro que la hidroxiapatita

\* Presenta una inflamación mayor a su colocación que los implantes de H.A.

Titanio 1.0 - 2.5 inflamación.

H.A. 1.5 - 2.0 inflamación.

\* Algunos implantes presentan pérdida de hueso horizontal, lo que se observa radiográficamente en la porción del cuello del implante.

\* A la remoción de hueso es mucho más sencillo retirar el titanio que la hidroxiapatita ya que se encuentra más adherida al hueso.

#### Estudio realizado en perros.

Los sistemas utilizados de implantación fueron OSSEODENT (Collagen corporation, palo Alto California) y APACERAM (Asahi Opticalco, Tokyo, Japan).

El implante APACERAM es una combinación de titanio e hidroxiapatita. El implante OSSEODENT y el estribo son de titanio puro, presenta un diseño de enroscado con un diámetro de 3.7 mm y una longitud de 10 mm.

Posteriormente se les realizaron las extracciones a los perros, se les colocaron 3 implantes de hidroxiapatita y titanio (Apaceram), en el lado derecho y 3 implantes de titanio puro del lado izquierdo.

Después de incertar los tornillos se cubren con un colgajo de mucosa y se cierra la incisión usando suturas absorbibles de 000; efectuada la intervención los perros son sometidos a dieta blanda durante

dos meses, permitiendo una mejor adaptación del hueso a los implantes; sin el riesgo de someterlos a posibles fuerzas masticatorias.

Después de 2 meses se colocaron los estribos a los implantes, y a los 10 días fueron colocadas las prótesis (puente de Cu-Cr), y se alimentó a los perros con comida seca, con el objetivo de proporcionar una fuerza o carga distribuida a los implantes y se les realizó la higiene bucal 2 veces por semana. Por lo que los resultados de los implantes no funcionales no presentaron movilidad durante los 4 meses después de la colocación de la prótesis.

Los implantes de Osseodent (Titanio) se observó una formación limitada de tejido conectivo alrededor del tornillo de cubierta. El tejido gingival de alrededor de los implantes lució saludable sin sangrado espontáneo. Radiografías tomadas después de haber colocado los implantes mostrarán ambos una buena adaptación con el hueso.

El grado de evolución del hueso crestal pareció ser mayor para los implantes de Osseodent (titanio), este fué más obvio en los implantes funcionales donde se soportan las prótesis de cada implante, que para los no funcionales implantes intermedios.

### Resultados HISTOLOGICOS.

Para los dos tipos de implantes, tanto para el Apaceram como para el Osseodent, tuvieron una estrecha interfase hueso - implante, sin presentar tejido conectivo intermedio.

Los implantes de Apaceram tanto funcionales como no funciona-

les existió crecimiento de hueso hacia la parte alta del implante, mientras los implantes Osseodent se encontro deprimido alrededor del implante.

El bajo crecimiento epitelial y la infiltración de las células inflamatorias fué mínima en ambos casos. Los implantes vistos desde el microscópio electrónico de exploración, demostraron lo siguiente, los implantes de Osseodent (titanio) demostraron continuamente un espacio entre el hueso y el implante, mientras que en los implantes de Apaceram (titanio-H.A) tuvo ausencia de este.

El porcentaje de la longitud de contacto del hueso fué ligeramente más alto para los implantes de Apaceram que para los de titanio, bajo ambas condiciones funcionales y no funcionales, aunque esta diferencia no es muy significativa.

Este estudio nos da una nueva alternativa de el empleo de la H.A nos muestra las ventajas y desventajas que nos puede brindar el titanio puro o en combinación con la hidroxiapatia.

## CONCLUSIONES.

El uso de los implantes de hidroxiapatita han demostrado que es un material cerámico que presenta un gran número de ventajas y probabilidades de uso.

Es posible afirmar con gran tranquilidad que si el implante y su técnica son correctamente usadas es un método extremadamente seguro.

Podemos identificar a la hidroxiapatita como un material idóneo y compatible para la cirugía ósea , por lo que podemos concluir que es un material extremadamente adherible al hueso humano, y que hasta el momento no a presentado respuestas de rechazo, así como la respuesta inflamatoria no es mayor que la provocada por la intervención quirúrgica.

Tiene la gran ventaja que es un material muy estable y no produce toxicidad; presenta la posibilidad de ser utilizados solos o en combinación con otros materiales.

Gracias a su variedad de presentaciones y tipos podemos utilizar en una serie de problemas odontológicos como son relleno de cavidades quísticas, mantenimiento de alveólos después de la extracción, aumento de rebordes alveolares, relleno de bolsas parodontales etc.. Todo implante con hidroxiapatita será exitoso si se selecciona el uso y la presentación adecuada para cada caso.

La hidroxiapatita posee un gran ventaja sobre otros materiales, es la integración al tejido óseo sin la existencia de encapsulado fibroso. La

presencia de iones calcio y fosfato elevan significativamente el grado de biocompatibilidad.

Concluiremos que la hidroxiapatita es un material osteoconductor ya que promueve y guía al crecimiento del hueso a las zonas donde no las hay, por lo que su composición ayuda a que sea un material extremadamente seguro en cuanto a la biocompatibilidad ya que presenta un fuerte enlace entre las dos superficies. No presenta resorción del implante y que no es reabsorbible, ni provoca destrucción ósea.

A nivel de los tejidos blandos, la H.A es bien tolerada, ya que confirma la inserción y adherencia de las células epiteliales gingivales, siendo similar a la interfase dental natural.

Hay que resaltar que el uso de la hidroxiapatita independientemente de ocupar un espacio físico, al paso del tiempo ofrece una enorme ventaja de preservar el reborde residual o hueso en general en la zona donde se coloque.

# CONTENIDO.

## INTRODUCCION.

### 1.- BIOCOMPATIBILIDAD.

#### 1.1.- Factores que intervienen en la biocompatibilidad.

- a) Interacción implante tejido.
- b) Reacción tisular.
- c) Toxicidad.
- d) Hipersensibilidad.

#### 1.2.- IMPLANTES.

#### 1.3.- OSTEINTEGRACION.

#### 1.4.- BIOMATERIALES CERAMICOS.

### 2.- HIDROXIAPATITA.

#### 2.1 Antecedentes.

#### 2.2 Generalidades.

##### 2.2.1. Composición química y tipos.

##### a) Densa.

##### b) Porosa.

##### 2.2.2. Obtención.

#### 2.3. Clacificación.

- a) Conos y partículas.
- b) Granos de hidroxiapatita porosa.
- c) Bloques de hidroxiapatita.

#### 2.4. Propiedades y características de la hidroxiapatita.

- a) Características Físicoquímicas.
- b) Características bioquímicas.
- c) Características biológicas.
- d) Características biomecánicas en combinación con otros materiales.

#### 2.5. Vehículos utilizados para el manejo de la hidroxiapatita.

#### 2.6. Presentaciones comerciales.

### 3.- BIOCOMPATIBILIDAD.

- a) CRISTALES de hidroxiapatita.
- b) FORMACION del cristal de hidroxiapatita.
- c) MADURACION y CRECIMIENTO del cristal de hidroxiapatita.

3.1. Estudio realizado en ratas con implantes de Apatita cerámica densa.

3.2. Evaluación realizada en perros con partículas implantadas de durapatita, an alveolos recién extracción.

3.3. Molar reimplantado en una cavidad rellena con H.A.

3.4. Tornillos sumergidos y revestidos con hidroxiapatita cerámica.

### 4.- VENTAJAS Y DESVENTAJAS.

### 5.- COMPARACION CON OTROS MATERIALES.

ESTA TESIS NO DEBE  
SALIR DE LA BIBLIOTECA

59

CONCLUSIONES.

BIBLIOGRAFIA.

GLOSARIO.

## BIBLIOGRAFIA.

- 1.- Borrell Ribas Antonio.  
Práctica de la implantología. " 20 años de experiencia en implantología endósea".  
Editorial. G.E.D.E.I.  
México, D.F. 1985  
Pag. 57 - 77.
- 2.- Barrios M. Gustavo.  
Odontología su fundamento biológico.  
Tomo IV. IATROS.  
Ed. Lfda.  
Pag. 891 - 895.
- 3.- Branemark, Zarb, Albrektsson.  
Prótesis Tejido Integradas. La osteointegración en la odontología clínica.  
Editorial. Quintessence Books.  
1987. p.p.11 - 24.
- 4.- Palatella Giovanni, Bellavia Carogero.  
El compendio de la clínica odontológica. " El empleo de la hidroxipatita en la resorción óseo alveolar ".  
Núm. 4. Año 7.  
Universidad de Roma 1991.  
Pag. 22 - 28.

- 5.- Maurice J.Fagan, Jr. Etal.  
"Implants Prosthodontics".  
Surgical Prosthetic Techniques for Dental Implants  
Publishers, INC. 1990.  
Pihsburg, Pennsylvania.
- 6.- Denissen, Mangano, Venini.  
Hydroxylapatite Implants.  
Edit. PICCIN.  
Italy 1985.
- 7.- Haruyuki Kawahara.  
Oral Implantology and Biomaterials.  
Ed. ELSEVIER.  
Tokyo 1989.  
Pag. 41 - 71.
- 8.- BABBUSH.  
Dental Implants: Principles and Practice.  
Edit. SAUNDERS COMPANY.  
1991.  
Pag. 229 - 244.
- 9.- J.S López Arranz.  
Cirugía Oral.  
Edit. Interamericana 1991.  
1era. Edición.  
Pag. 450 - 459.

- 10.- Kenney E.B, Carranza F.A, Takel, Lekouir, Han T.J.

Porous Hydroxylapatite.

C.D.A. Journal. 53 - 58.

January, 1989.

- 11.- Gumaer K.I, Salsbury R.L, Saverschell, Slighter D.G, Drobeck

H.P.

Evaluation of Hydroxylapatite root Implants in  
Babbons.

J.Oral Maxillofac Surg 43: 73-79.

1985.

- 12.- Michael S.Block, John N.Kent.

Healing of Mandibular Ridge Aumentations Using  
Hydroxylapatite with and Without Autogenous Bone in  
Dogs.

J.Oral Maxillofac Surg.

43: 3-7, 1985.

- 13.- Ortega Meza Irma Claudia.

Implantes de Hidroxiapatita.

Tesina, México D.F.

1991.

- 14.- Maloney Phillip L. , Welch Timothy B , Doku H. Chris.

Augmentation of the atrophic edentulous maxilla with  
hydroxylapatite.

Oral surg, oral Med, oral Pathol, 69:533-8,

1990.

- 15.- Osborne, J.F; Neweslytt.

Dynamic aspects of the implant - bone interface.

Dental implants, Carls Hans, Verlag 1980.

- 16.- De Lange G.L, De Putter C. De Grootk, Burger E.H.

A clinical, Radiographic, and Histological Eva. of  
Per mucosal Dental Implants, of Hydroxylapatite in Dogs.

J.Dent Res, Vol 68, Núm.3, 509-517.

March 1989.

- 17.- Jarcho, M.

Calcium phosphate ceramics as hard tissue  
prosthetics.

Clin. Orthop. 157(6): 259, 1981.

- 18.- Barrios M. Gustavo

Odontología su fundamento biológico.

Tomo I. IATROS.

Ed. Lfda.

Pag. 59-66.

- 19.- Glickman.

Periodontología Clínica

F.A. Carranza.

Ed. Interamericana.

México, D.F 1987.

Pag. 256-261.

- 20.- Alfred D. Sherer, D.V.M.M.S, Ralph G.Slighter.  
Sterling - Winthrop Research Institute, Rensselaer.

The Journal of Prosthetic Dentistry.

New York. 1985.

- 21.- Harold I. Sussman, DDS, MSD.

Seis años de histología de un molar reimplantado en una cavidad rellena con Hidroxiapatita.

Compendio # 2. Año 8.

New York 1991.

Pag. 14 - 19.

- 22.- Vincenzo Bucci Sabattini, Guido Iucconi, Albero Giordano.

Los implantes a tornillo sumergidos y revestidos con hidroxiapatita ceramizada al plasma.

Compendio # 4. Año 7.

Pavia 1991.

Pag. 34 - 44.

- 23.- Yukna R.A, Harrison G, Cau dill RF, et al:

"Evaluation of durapatite ceramic as on alloplastic implants in periodontal osseous defects II. Twelve month reentry results".

J. Periodontal 56: 540-547, 1985.

- 24.- Kohri Masaki, Cooper Edward P, Ferracene Jack, Waite Daniel.

Comparative Study of hydroxylapatite and titanium Dental in Dogs.

J.Oral maxillofac sug, 48:1265 - 1273, 1990.

## GLOSARIO.

**Brugola.**- Componente mecánico que tiene una conexión con el cuello del tornillo, para la colocación de los implantes que requieren de este.

**Taxonomía.**- Ciencia que se ocupa de la clasificación de los seres naturales.

**Biomecánica.**- Parte de la biología que estudia las fuerzas mecánicas que actúan sobre los organismos vivos.

**Neoformación.**- Tejido de formación reciente *anormal*, dicese de las neoplasias.

**Cementoblastos.**- Células de las cuales se desarrolla el cemento dental.

**A\*.**- Amstrongs.

**Calcificación de la matriz ósea.**- Concentración y precipitación de las sales de calcio.

**Isoiónico.**- iguales iones.

**Heteroiónico.**- diferentes iones.

**Osteoide.**- Matriz hialina joven de hueso verdadero en la que se depositan las sales de calcio.

**Precipitación.**- Fenómeno de aglomeración de las proteínas sericas provocado por adición de una precipitina específica.

**Proteoglicanos.**- Son mucopolisacáridos. Los glucosaminoglucanos y azúcares aminorados se unen a las proteínas quedando formado los proteoglicanos. Son productos de secreción de las células de tejido conectivo.

**Plasma.**- Componente líquido de la sangre, que contiene cristaloideos, coloides y elementos celulares.

**Sublimación.**- Fenómeno de vaporización y condensación de una sustancia sólida en pasar por el estado líquido.

**Parestesia.**- adormecimiento de una determinada parte del cuerpo, con hormigueo, pequeños alfilerazos, sensación de extremidad acorchada.

**Eczema.**- Alteración de la piel, comienza por enrojecimiento y picor; más adelante brotan pequeños nódulos rojizos que pueden transformarse en vesículas. Manifestaciones agudas, inflamación, prurito, escamación, pigmentación y fragilidad.

**Sintetización.**- Formación de una sustancia compuesta mediante la combinación de elementos químicos o de sustancias más sencillas.