

333
2º



Universidad Nacional Autónoma de México

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

FORMAS Y USOS DE LA
HIDROXIAPATITA PARA LA
REHABILITACIÓN PROTÉSICA

T E S I N A

QUE PRESENTA:

PAUL ULISES PEREZ HERNANDEZ

PARA OBTENER EL TITULO DE:
CIRUJANO DENTISTA

ASESOR DE TESIS
C.D. ARTURO ALVARADO ROSSANO

CIUDAD UNIVERSITARIA, Mexico, D.F. 1996



TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

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

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

**FORMAS Y USOS DE LA
HIDROXIAPATITA PARA LA
REHABILITACION PROTESICA.**

AGRADECIMIENTOS

Cuando somos niños solemos pensar en aquel juguete que nos podría hacer felices, en no perder lo que ya tenemos, sino aumentar más de lo que ya existe.

Nuestra conciencia y nuestro inconciente siempre busca esos momentos que nos causará alegría y por tanto nos provocará risas; risas que tal vez algunos lo logramos, otros en menor grado, y los que menos o los que más, no. A ellos, y en nombre de aquellos que no tuvieron esa oportunidad, aquí estoy, dispuesto a no defraudarlos...

...Gran parte de la humanidad, conoce y sabe, más sin embargo, no llevan a la práctica ese conocimiento, y solo se queda ahí, coleccionado, guardado, almacenado; el reto es saber utilizarlo y explotarlo, transmitirlo no solo para el beneficio de nosotros mismos, sino también para el medio que nos rodea; aprendamos a compartir el gran tesoro del saber, para que así algún día, por lo menos en el medio en que nos desarrollamos, exista esa riqueza interna, que transmitiéndola unos con otros, haga que predomine la comprensión, el respeto, el apoyo, el conocimiento, la educación, la verdadera educación, no la ignorancia transmitida año tras año, generación tras generación, hagámonos respetar por lo que somos, por lo que hacemos, tanto

interna como externamente, tanto nacional como internacionalmente, aún así en la época en que vivimos o vivámos.

Cuando somos adolescentes, y, como producto de nuestro crecimiento, vamos adquiriendo nuevas responsabilidades, pero también nuevas metas y objetivos.

En cualquiera de los casos, la vida del ser humano está destinada a lograr y obtener cada vez más, el seguir escalando para nunca llegar a la cima definitiva, pero si estar muy cerca de ella (quien se crea el más alto y quien se crea el más sabio, que pena me da), "nunca dejamos de aprender".

Reflecionemos acerca de tantas cosas, que tal vez, muchos nunca compartirán con nosotros; pero el inicio para una estable y exitosa vida "somos nosotros mismos", solo estando sanos interna y externamente podremos compartir lo aprendido en la vida con nuestros semejantes.

Compartámos con nuestros semejantes los logros que vayamos obteniendo, ellos lo valorarán, pero esos semejantes que han vivido con nosotros nuestros triunfos, alegrías, caídas, tropiezos, tristezas, risas y lágrimas, las cuales siempre estarán presentes; la sociedad te aplaudirá tal vez, pero seguro que si te reprenderá cuando lo merezcas, ella no te conoce, te necesita claro está, no la defraudes, más sin embargo, no te hundas

aferrándote a la idea de que su total aceptación te dirá cuando has alcanzado el éxito..."el éxito está en ti, en nosotros mismos".

El llegar hasta aquí, habla de nuestra capacidad intelectual y moral, para poder llevar a cabo una profesión digna en nuestra vida futura, de otro modo no estaríamos aquí, pero en muchas ocasiones el medio que nos rodea es más pesado (no fuerte) y en esos momentos en que deberíamos ser más fuertes, nos dejamos llevar y caemos en la ignorancia, soberbia, y más...

...Sera que hemos llegado hasta aquí solamente por casualidad ? ...

Ha resaltado aún más el amor y el respeto que le merezco a mi UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO, así como a la FACULTAD DE ODONTOLOGIA, a los que estuvieron conmigo en mi paso por la misma, a los que me quisieron, a los que no, y por que no, a los que no me vieron, o mejor dicho no me quisieron ver; esos compañeros y esos profesores, que como en los actos humanos hay buenos y malos, a ellos que estuvieron conmigo, con nosotros, "mil gracias por su apoyo, su respeto, su comprensión, su compartir".

A ustedes, los que me vieron crecer, hacerme, formarme y lograrme; "seguros estén que no les fallare", ya que me han llevado a " amar aún más mi vida y mi profesión"...

...Mis padres, son únicos.

Mis hermanos, siempre he querido lo mejor para ustedes.

Mis abuelos, gracias por su formación.

Mis tíos, gracias por su apoyo constante.

Mis primos, espero ser un buen ejemplo para ustedes.

Susana, comenzamos una nueva vida.

*Gracias al Dr. Arturo Alvarado por su apoyo
en
la elaboración de éste documento.*

DEDICATORIA

***Abuelos míos, donde quiera que estén, seguro estoy que quisieran
compartir conmigo éste momento.***

Este logro, lo dedico a ustedes:

Antonia Delgado Rodríguez.

Luis Hernández Ramírez.

INDICE.

	pag.
INTRODUCCION	1
CAPITULO I HIDROXIAPATITA	
1.1 Componentes de la hidroxiapatita	3
CAPITULO II APATITA BIOLOGICA (HIDROXIAPATITA)	
2.1 Esmalte dental	5
2.2 Hueso	7
CAPITULO III TIPOS Y FORMAS DE LA HIDROXIAPATITA	
3.1 Precursores biológicos	11
3.2 Hidroxiapatita sintética	12
3.3 Hidroxiapatita vidriada (cerámica vidriada)	22
CAPITULO IV SELECCION DE PACIENTES	
4.1 Indicaciones	28
4.2 Contraindicaciones	30
4.3 Ventajas	30
4.4 Desventajas	31
CAPITULO V MATERIAL E INSTRUMENTAL	
CAPITULO VI TECNICAS DE USO DE LA HIDROXIAPATITA	
6.1 Aumento de roborde alveolar que portará una prótesis total	36
6.2 Implantes revestidos con hidroxiapatita	46
6.3 Osteointegración	57
CONCLUSIONES.....	59
BIBLIOGRAFIA	

INTRODUCCION.

En la actualidad contamos con diferentes procedimientos técnicos, científicos, sociales, etc. Estos procedimientos hacen la vida del ser humano un tanto cuanto más sencilla, agradable, pero sobre todo segura.

En el campo de la ciencia contamos con diferentes recursos, los cuales dan al ser humano, una opción más al rescate de la funcionalidad corporal.

Durante ésta época moderna rodeada de avances tecnológicos, debido a la alta demanda de recursos científicos para las necesidades y requerimientos de la humanidad, ha sido necesaria la profundización, y resultados ulteriores de materiales, técnicas, que beneficien a la sociedad en sí.

No se ha quedado rezagado el avance médico-odontológico, uno de los cuales es de mayor importancia, ya que se está hablando y tratando con la salud del paciente, la cual tomando en cuenta su complejidad, es necesaria la preparación, responsabilidad, y sobre todo, la habilidad del operante para alcanzar el éxito clínico buscado en cada paciente.

Existe un campo llamado biomateriales, donde se incluyen los diferentes tipos de materiales biológicos y compatibles a los

tejidos; que permitirán una aceptación de estos a los mismos tejidos. En el presente tema abordaremos éste tipo de materiales que nos interesan de sobremanera, como lo es la **hidroxiapatita**.

Durante el presente tema conoceremos las generalidades de la constitución inorgánica de los tejidos que nos interesan en el desarrollo del mismo, como son el hueso y el esmalte dental, que nos interesan sobremanera, ya que de aquí partiremos para la comprensión de la apatita biológica, mejor conocida como **hidroxiapatita**.

Tomaremos en cuenta el desarrollo de los diferentes tipos de hidroxiapatita que nos sirvan de apoyo en el ámbito buco-dental desde el punto de vista de la implantología, veremos su técnica de uso, sus ventajas, sus desventajas, el porque el uso de la misma, y sobre todo, porque llevo a ser usada por el especialista de la cavidad bucal. Conoceremos su composición, así como la importancia que tiene para la implantología.

CAPITULO I

HIDROXIAPATITA.

Durante el presente capítulo conoceremos la importancia que tiene la hidroxiapatita en la constitución del esmalte dental así como el del hueso. Para esto observaremos su composición para poder llegar a ser usada como rehabilitador protésico.

1.1 Componentes de la hidroxiapatita.

La hidroxiapatita es un importante fosfato de calcio como biomaterial, ya que es el principal componente inorgánico del esmalte dental, hueso y cemento. Su fórmula química es $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$.

La apatita o mejor conocida en el medio biológico como hidroxiapatita la encontramos formando parte de estos tejidos. Por otra parte la hidroxiapatita la encontramos como sustituto de hueso en una cirugía preprotésica o como revestimiento en los implantes dentales recubiertos con hidroxiapatita. Este uso se le ha dado ultimamente a la hidroxiapatita debido a la gran aceptación y biocompatibilidad del hueso con ésta.

El hidroxido de fosfato pentacálcico (hidroxiapatita) como su fórmula química lo define ha sido principalmente utilizada los últimos veinte años por su efectividad en el sistema de materiales

biológicos.

La hidroxiapatita es un gran suceso en el sistema de implantes si se aplica con las indicaciones y técnicas adecuadas.

En éste trabajo presentaremos las formas de la hidroxiapatita así como sus técnicas de uso que se mencionarán en capítulos posteriores.

CAPITULO II

APATITA BIOLÓGICA (HIDROXIAPATITA).

2.1 Esmalte dental.

El esmalte dental está compuesto por 96% de material inorgánico y 4% de material orgánico y agua. Está formado por cristales de apatita biológica conocida como hidroxapatita. En cada uno de estos cristales se observa una línea que los cruza a lo largo de las porciones centrales, la llamada "línea oscura" con un espesor de aproximadamente 1nm.

Los prismas que componen a los cristales de hidroxapatita dejan libre un pequeño espacio que es ocupado por las vainas orgánicas, las cuales contienen un pequeño o grado nulo de cristales.

Los prismas presentan una trayectoria ondulante principalmente en el tercio del espesor cercano a la unión amelodentinaria, estos son visibles casi a simple vista. Estos se presentan en dirección alternada.

La hidroxapatita además de ser el principal componente inorgánico del esmalte, también lo encontramos en hueso, cartilago calcificado, dentina y cemento. Es una de las apatitas biológicas más conocidas, se sabe que no es completamente pura, porta varios

elementos de impureza que en ocasiones son benéficas como el flúor, pero éste mismo puede romper su estructura. Es baja en iones hidroxilo y calcio. Ya que el esmalte maduro está expuesto a un ambiente de saliva sobresaturada con calcio y fosfato, y contiene otros iones con concentración diferente a un esmalte recién erupcionado.

No es raro encontrar diferente composición en la superficie y en el interior del esmalte. El esmalte de la superficie está más mineralizado que el esmalte interno y tiene menor contenido de agua.

El elementos como el estroncio y el cobre están uniformemente distribuidos por todo el esmalte, lo que nos sugiere que se depositaron en el momento de la formación del esmalte y no estuvieron sujetos a cambios. Carbonato y magnesio que se encuentran aumentados de la superficie exterior a la unión amelodentinaria, estos también se depositaron en el momento de su formación.

Al estar el esmalte en el medio ambiente bucal en contacto permanente con la saliva produce una reacción de equilibrio entre ambos. Esto es un intercambio continuo de los iones que lo componen. Cuando éste equilibrio se rompe, se presenta generalmente un proceso de desmineralización del esmalte. Durante el proceso de

mineralización, el esmalte experimenta desplazamiento de agua por minerales. La mayor mineralización del esmalte de la superficie, es resultado de la exposición a la saliva poseruptivamente.

Así pues el esmalte está íntimamente relacionado con la hidroxiapatita, motivo por el cual está incluido en éste trabajo.

2.2 Hueso.

El hueso está compuesto en un 30% de matriz orgánica y un 70% sustancias o sales de calcio y fosfato, aunque el hueso de nueva formación puede tener un porcentaje mayor de matriz orgánica.

La matriz orgánica del hueso se compone de 90 a 95% de fibras colágenas, y un 5% de sustancia fundamental. Las fibras colágenas se extienden a lo largo de las líneas de tensión, de ahí su gran fuerza tensil.

La sustancia fundamental está formada por líquido extracelular, mucoproteína, sulfato de condroitina y ácido hialurónico. Esto tal vez, contribuye a suministrar un medio donde se depositen las sales de calcio.

Las sales cristalinas que se depositan en la matriz orgánica

del hueso se componen principalmente de calcio y fosfato, lo que llamaremos **hidroxiapatita**.

Existen también entre las sales del hueso, iones de magnesio, sodio, potasio y carbonato; estos, parece ser, que se encuentran adsorbidos en la superficie de los cristales de hidroxiapatita, en lugar de ser propios y distintos.

Los cristales de hidroxiapatita están unidos con firmeza a las fibras colágenas. Esta unión impide el deslizamiento del hueso, evita que los cristales y las fibras colágenas salgan de su lugar, esto proporcionará fuerza al hueso. Los cristales de hidroxiapatita se superponen en forma de ladrillos en un muro.

Las fibras colágenas tienen gran fuerza tensil, y los cristales de hidroxiapatita tienen fuerza de compresión.

En la producción de hueso, los osteoblastos secretan la colágena, ésta se polimeriza y producirá las fibras colágenas el tejido resultante se vuelve osteoide, éste permitirá la precipitación de sales de calcio. Una vez formado el osteoide algunos osteoblastos quedarán aprisionados en él; estos serán los osteocitos.

Los precipitados formarán nidos que se multiplicarán rápidamente y crecerán en semanas y días, hasta formar los cristales de hidroxiapatita.

Una consideración que se deberá tomar en cuenta para el éxito de la implantología con hidroxiapatita, es el equilibrio entre la resorción y aposición o formación de hueso, esto, está dado por la correlación entre osteoclastos y osteoblastos respectivamente. La zona a implantar deberá estar fisiológicamente sana; esto es, debe existir una adecuada irrigación sanguínea, ya que esto proporcionará alimentación y oxigenación a la formación de hueso nuevo llamado osteón.

Estas generalidades se dan en el presente trabajo, ya que para poder elaborar un buen diagnóstico y plan de tratamiento, debe considerarse lo antes ya mencionado.

CAPITULO III

TIPOS Y FORMAS DE LA HIDROXIAPATITA.

Las propiedades físicas y químicas de la hidroxiapatita representa al sistema de biomateriales, más sin embargo ha sido producto de diversas discusiones con respecto a los revestimientos bioactivos a través de los últimos años.

Para la medicina se requieren algunos procesos en la fabricación de materiales para su implantación en los humanos; más esto debe ser controlado bajo condiciones en donde se demuestren, reproduzcan y se publique los resultados de la investigación de los materiales. Estos lineamientos son en beneficio del consumidor. Para los materiales usados en implantología es necesaria la estabilidad y composición específica dentro de sus propiedades mecánicas.

Actualmente contamos con la hidroxiapatita que es un fosfato de calcio. En éste capítulo presentaremos los diversos tipos y formas principales de la hidroxiapatita en las que nos podemos apoyar para realizar un tratamiento con implantes o injertos según haya sido el diagnóstico y plan de tratamiento a seguir.

3.1 Precursores biológicos.

Las apatitas naturales están presentes en tejidos calcificados de animales vertebrados. Esta composición de hidroxiapatita la encontramos en hueso, dentina y esmalte dental.

Las apatitas naturales son generalmente utilizadas en trasplantes provenientes de animales (implantes heterógenos), de otros humanos (homógenos) o por ellos mismos (autógenos). Existen algunos riesgos a raíz de ésta práctica, como son el rechazo, infecciones bacteriales y virales (contaminados a partir del donante) y por material degradado; por lo tanto ésta práctica no es muy recomendada.

Recientemente se han llevado a cabo pruebas en materiales que poseen propiedades naturales de alta concentración porosimétrica. El material comunmente empleado en éstas pruebas fue el coral **madrepora**. Los implantes de coral natural e hidroxiapatita coral (con una porosidad promedio de 48% y dimensiones de poro de 200 a 250 micrómetros) fueron examinados para la valoración de la capacidad de adaptación del hueso. El llenado de vacíos de hueso con material de hidroxiapatita a base de coral provoca un aumento en el crecimiento del hueso por medio de resorciones centripetas y aposición progresiva de hueso.

El coral madrepora esencialmente formado de carbonato de calcio, con el objeto de otorgar porosidad de forma apatítica es posible convertir la naturaleza del esqueleto carbonático de la madrepora en material fosfático.

De cualquier modo, la aplicación de materiales biocompatibles presentan algunos problemas, incluyendo la agresiva esterilización la cual podría causar la degradación del material por si solo.

3.2 Hidroxiapatita sintética.

Las sustancias fosfáticas, especialmente las sales de calcio, son particularmente interesantes como materiales para injertos quirúrgicos. Son fáciles de ceramizarse por métodos usuales como por presión en caliente. La hidroxiapatita sintética es similar pero no idéntica a la apatita del hueso. Esta diferencia se marca en la estructura de sus cristales.

Estos materiales dan la superficie apropiada por enlace celular, mientras la conexión con la fracción mineral es asegurada por la acción enzimática de si misma. El comportamiento de los implantes de hidroxiapatita dependen de una variedad de factores, entre los cuales la relación calcio - fosforo, la estructura cristalográfica y la cantidad de porosidad son particularmente

importantes. El ambiente fisiológico específico también influye decisivamente en la respuesta biológica. En el caso de la cerámica porosa, cuando un objeto constituido de un fosfato de calcio como una hidroxiapatita, es rodeado por osteoides y tejido conectivo, una estructura reticular acompañada por algunos granos de cerámica en el área de la periferia. Más aún, se ha observado que el mismo material microporoso puede absorber calcio a partir de un ambiente fisiológico con una profundidad de 40 micrómetros. Otra clase de cerámica como el fosfato de calcio también llamado TCP induce una actividad osteogénica.

El buen comportamiento histológico de los fosfatos de calcio no es sorprendente, pues la hidroxiapatita es el principal mineral constituyente de los huesos. Por ésta razón este compuesto ha sido utilizado en el pasado para elaborar objetos cerámicos indicados en los implantes quirúrgicos. Su similaridad a la fracción mineral del hueso es lo que permite su adaptación al mismo. La variedad de fosfatos de calcio están en mutuo equilibrio. La hidroxiapatita maximiza la fracción mineral de los huesos.

La hidroxiapatita sintética puede ser mejorada por la mezcla de hidroxiapatita y fluorapatita, ya que los compuestos que contienen flúor pueden influenciar la sintetización de la hidroxiapatita. El proceso de síntesis comienza sobre una temperatura de 800 grados centígrados.

Los materiales de apatita compactos, sintetizados abajo de 1300 grados centígrados, son hechos de apatita cuya resistencia al rompimiento y compresión se eleva.

La sintetización a temperaturas mayores de 1300 grados centígrados, produce materiales compactos que pueden contener oxiapatita. La oxiapatita pura pertenece al mismo grupo de la hidroxiapatita.

El agua producida, liberada como vapor, puede producir pequeñas porosidades en el cuerpo cerámico el cual deja al tejido crecer internamente.

La sintetización de la hidroxiapatita sufre una evolución marcada entre los 1200 y 1250 grados centígrados donde la mayor contracción toma lugar.

Las cerámicas a base de apatita son elaboradas a partir de hidroxiapatita seca en polvo.

La hidroxiapatita sintética muestra muy buena estabilidad hasta los 1300 grados centígrados. El grado de sintetización de cerámicas de apatita depende de acuerdo a la relación de la densidad aparente con su densidad actual. Los estudios realizados al valor de la resistencia de compresión son asumidos para determinar

sus aplicaciones como biocerámicos. La presencia de agua como quiera que sea promueve la transformación de apatitas defectuosas de medias a altas temperaturas.

La sales con relaciones de calcio - fosforo iguales a 1.5 - 1.6 han sido las más investigadas, estas incluyen materiales como la hidroxiapatita y el fosfato tricálcico. Los primeros experimentos datan de 1920. Consistían en la aplicación de fosfato de calcio funcionando como implantes para huesos de conejo.

Para reducir la falta de resistencia mecánica es necesario producir muestras más resistentes. Para este fin con el objeto de entender las propiedades mecánicas y biológicas es prioritario el estudio de la microestructura porosa. Uno de los mayores parámetros en éste estudio es representado por la división entre microporosidad y macroporosidad.

La microporosidad está dada por los espacios existentes entre las partículas una vez que éstas han sido totalmente unidas unas con otras como resultado de la desinfección. Estas serán del mismo orden dimensional.

Las macroporosidades están constituidas por poros que pueden alojar células capaces de proporcionar un aumento en tamaño del hueso. Por lo tanto el diámetro de estos poros serán mayores de 100

micrómetros para alojar microvesículas de sangre y de 250 a 300 micrómetros para alojar células.

Los microporos pueden ser obtenidos usando técnicas de desarrollo cristalino de compactación, por polvo sintetizado o por presión en caliente.

También se produce **HA compacta** por sintetización de polvos bien cristalizados o semiamorfos. La hidroxiapatita pura da crecimiento a una buena cerámica con casi 95% de densidad a 1200 grados centígrados. Los materiales de hidroxiapatita cruda que contienen porcentajes de otros fosfatos dan a la cerámica otros tipos de fosfatos como lo es el pirofosfato.

La cocción de la hidroxiapatita a temperaturas mayores de 1400 grados centígrados, puede conducir a la obtención de cerámicas que contengan alto porcentaje de fase amorfa. Esta fase puede ser disuelta durante el tiempo que estuvo en las fases cristalinas, debido a su menor estabilidad termodinámica; no se puede estar seguro acerca de la naturaleza química de la fase amorfa, pero probablemente ésta pueda contener algunos porcentajes de compuestos no apatíticos.

En la actualidad se producen polvos de hidroxiapatita en presentación compacta y sintética con una relación de $Ca/P= 1.65$.

Los productos obtenidos revelaron resultados comparables con aquellos de esmalte con una buena resistencia a la compresión.

Para la preparación de cerámicas de apatita son utilizadas las dos siguientes técnicas:

1.- (Técnica CS) que consiste en preparar hidroxiapatita compacta por compresión y por sintetización subsecuente, el polvo es vuelto a comprimir en una placa metálica, luego se coloca en un pequeño y delgado contenedor de hule, y finalmente es llevado bajo vacío por compresión isostática. En ésta forma aparece uniforme.

2.- La otra técnica (CHP) consiste en preparar hidroxiapatita compacta por calentamiento a presión continua. Este método difiere del otro, ya que se aplica calor y presión simultáneamente para que tome lugar la compactación a una temperatura menor que la requerida para la sintetización ordinaria.

El calentamiento a presión continua permite un aumento limitado en la superficie de los granos. Si su tamaño es muy pequeño se les podrá dar un aumento, pero esto provocará una resistencia mecánica menor. La técnica de calentamiento a presión continua es más lenta que la sintetización ordinaria. En el caso de calentamiento a presión, dirigida a una sola cara, el producto resultante es en la forma de una barra y es ligeramente anisotrópica

en sus propiedades mecánicas; éste método permite la producción para fines odontológicos.

Las cerámicas comprimidas en caliente aumentan su resistencia mecánica debido a su mejor compactación y baja porosidad; más sin embargo recordemos que el aumento de los granos disminuye la resistencia mecánica.

Hay tres clasificaciones principales de hidroxiapatita disponibles las cuales son:

1.- Tipo A. Aglomeraciones de alta porosidad de 1 a 2 micrómetros en promedio. Análisis por rayos x muestran mejor el ancho de la porosidad de la estructura de la hidroxiapatita.

2.- Tipo B. Polvos con amplias aglomeraciones por encima de 50 micrómetros, con más pequeña superficie específica que los polvos del tipo A y dimensiones granulométricas mayores.

Los análisis muestran éste polvo más puro químicamente que el tipo A.

3.- Tipo C. Estos son más difíciles de obtener debido a la naturaleza gelatinosa del precipitado. Estos polvos tienen una fina

granulación con una superficie específica muy alta. Teóricamente su composición es en la práctica la número uno, con una pureza química similar a la B y mejor que la A.

Existe una clase de cerámicas llamadas Replamineforms*, éstas son caracterizadas por una porosidad marcada. Estos materiales han sido ampliamente investigados porque están hechos de cerámica porosa, parece muy prometedora debido a la posibilidad que ofrecen de promover el aumento del tejido óseo, así como también el tejido blando alrededor del objeto que establece el anclaje directo entre la prótesis y el sistema del músculo esquelético.

Para lograr el aumento del hueso dentro de la estructura porosa; los poros deben ser suficientemente amplios para ser capaces de alojar el desarrollo de los constituyentes del hueso tanto orgánicos como inorgánicos, así como para alojar los osteoblastos. Para ésta finalidad el diámetro de los poros debe de ser por lo menos de 100 micrómetros. Es necesario contar con un sistema natural conveniente, el cual permitirá una adecuada intercomunicación entre los poros cerámicos.

Es de gran importancia contar con una irrigación sanguínea conveniente alrededor de la cerámica, así como el fósforo y calcio necesario para la mineralización de la matriz orgánica y una

*16

proporción de sustrato humoral el cual permitirá el crecimiento de tejido interno.

Una cerámica con amplia porosidad es un material cuya estructura se ensambla adecuadamente al hueso reabsorvido. En el proceso natural, el hueso reabsorvido es convertido a hueso compacto a través de aposición progresiva de una serie de osteones para la formación de hueso nuevo. Un poro cerámico apropiado creará hueso nuevo y condiciones ambientales capaces de favorecer la aposición. Con el objeto de promover el desarrollo de osteones, los poros deben tener dimensiones alrededor de 200 micrómetros.

Es necesario tomar en cuenta la estructura porosa, así como las dimensiones de los poros, ya que esto permitirá el crecimiento del hueso por medio de la intercomunicación entre ellos. Por lo tanto es evidente el aumento en las dimensiones del poro para que favorezcan el crecimiento del hueso; más sin embargo se tomarán las medidas necesarias para que las dimensiones del poro al ser incrementadas no llegen hasta un punto donde se pueda debilitar la resistencia del material, ya que esto será inconveniente para sus aplicaciones prácticas.

Con el objeto de obtener porosidades controladas se tomo en cuenta una configuración natural desarrollando el método de

Replamineform. Para esto se escogio la clase de poros con dimensiones de 140 a 160 micrómetros con el objeto de permitir la mineralización del desarrollo osteogénico como resultado de la proliferación de los osteoblastos dentro y alrededor de éstos canales. Gracias a las microestructuras porosas encontradas en el carbonato de calcio del esqueleto de algunos arrecifes de coral pueden ser reproducidos una amplia variedad de materiales apropiados para la implantación de tejido duro y aplicación protésica.

La ventaja de la producción de biomateriales porosos por éstos métodos es que los poros y su intercomunicación pueden ser logrados con dimensiones de diámetro controlado, observando una virtual y completa conexión uniforme entre ellos. Estas propiedades son de gran importancia para los implantes, ya que se considerará el crecimiento del tejido, supresión del tejido no deseado, inhibición de una respuesta no favorable por el cuerpo cerámico y fijación del material implantado. Todos estos factores dependen de la clase de configuración porosa microestructural.

Hueso nuevo se observa en los poros de éstos materiales, luego de sufrir mineralización normal. Estos resultados se dieron con evaluaciones por medio de microradiografías, microscopía electrónica, microsondas y examinación histológica. Los poros que serán de al menos 100 micrómetros de diámetro, alojarán los componentes celulares y extracelulares del hueso junto con los

vasos sanguíneos. Los poros de la cerámica serán interconectados de tal forma que sean capaces de permitir la irrigación sanguínea por medios anastomósicos.

La estructura morfológica (en terminos de porosidad) y el perfil superficial (en terminos de rugosidad) del material juegan un papel fundamental en el anclaje protésico al tejido óseo, porque éstas características determinan la formación de una interfase de adaptación.

Una dimensión de porosidad óptima será capaz de aumentar hueso con una irrigación sanguínea apropiada para proveer los iones de calcio y fosfato que son necesarios para la mineralización de la matriz orgánica y la alimentación del tejido. Los materiales porosos bioactivos debilitan su resistencia mecánica por la presencia de poros exageradamente amplios.

3.3 HA vidriada (cerámica vidriada).

Nos hemos podido percatar del alto poder osteogénico de la hidroxiapatita sintética en las bioimplantaciones. Algunos resultados interesantes ya han sido logrados también en el campo de los vidrios bioactivos, como el uso de fibras hechas de Sylastic o fibra de carbón, una aplicación muy prometedora de interés no solo para los huesos, sino también para los ligamentos.

Se han obtenido resultados excelentes a partir de experimentos de bioimplantaciones de fibras de vidrio con composición de hidroxiapatita. La observación a través de microscopía electrónica muestra las secciones de la fibra implantada dentro de las fracturas de los huesos del puerco que han llegado a ser cubiertas con hueso de nueva formación y revela un poder osteogénico muy notable. Las fibras con 0.1 micrómetros de diámetro son hilvanadas hasta formar hilos de 1 a 2 milímetros de diámetro.

Las cerámicas de vidrio también son usadas como revestimiento para prótesis. Los propósitos de éstas aplicaciones son las siguientes:

- 1.- Para defender el soporte del ataque químico.

- 2.- Para separar el soporte del tejido adyacente con el objeto de evitar cualquier tipo de inflamación u otra reacción negativa por la utilización de la prótesis.

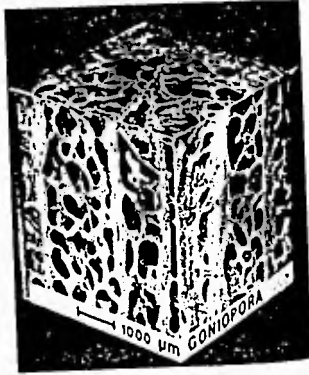
- 3.- Para convertir una superficie no bioactiva en una bioactiva. Es esencial examinar materiales de varios sustratos que son usados para la aplicación de revestimientos para la separación del material de soporte de los tejidos a los cuales se les insertará la prótesis.

Las combinaciones de sustrato-revestimiento son divididas en:

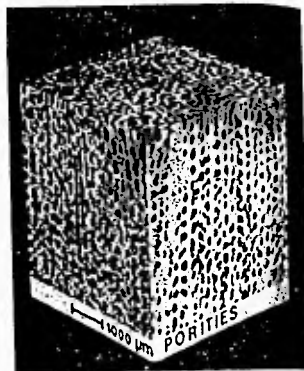
- 1.- Cerámicas sobre cerámica.
- 2.- Vidrio sobre cerámica.
- 3.- Cerámica sobre metal.
- 4.- Vidrio sobre metal.

En la práctica cualquiera de la cuatro combinaciones indicadas son buenas, el revestimiento múltiple también es posible.

Partiendo de un punto de vista mecánico, el soporte metálico es de gran importancia para la prótesis. Desde que los materiales bioactivos pueden ser aplicados como revestimiento no hay necesidad de usar los recursos que una vez fueron empleados para vencer los problemas de biocompatibilidad, como lo son los tornillos sujetos a gran presión cuya función fue permitir un acoplamiento total al hueso. La experiencia ha demostrado que la necrosis provocada por el contacto con muchos tipos de aleaciones metálicas pueden neutralizarse con la utilización del implante revestido con hidroxiapatita de vidrio.

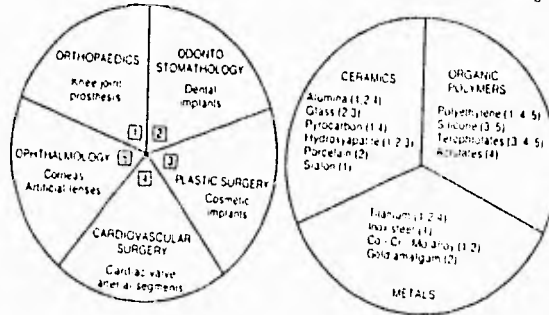


Hidroxiapatita porosa, después de ser condensada y preparada con 100 a 200 micrómetros, para su uso *

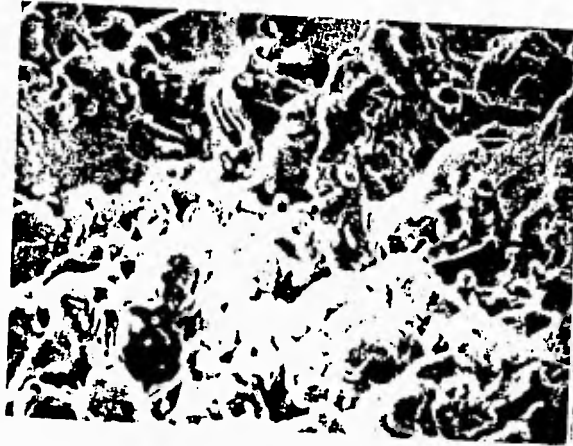


*16

Materials for surgical use



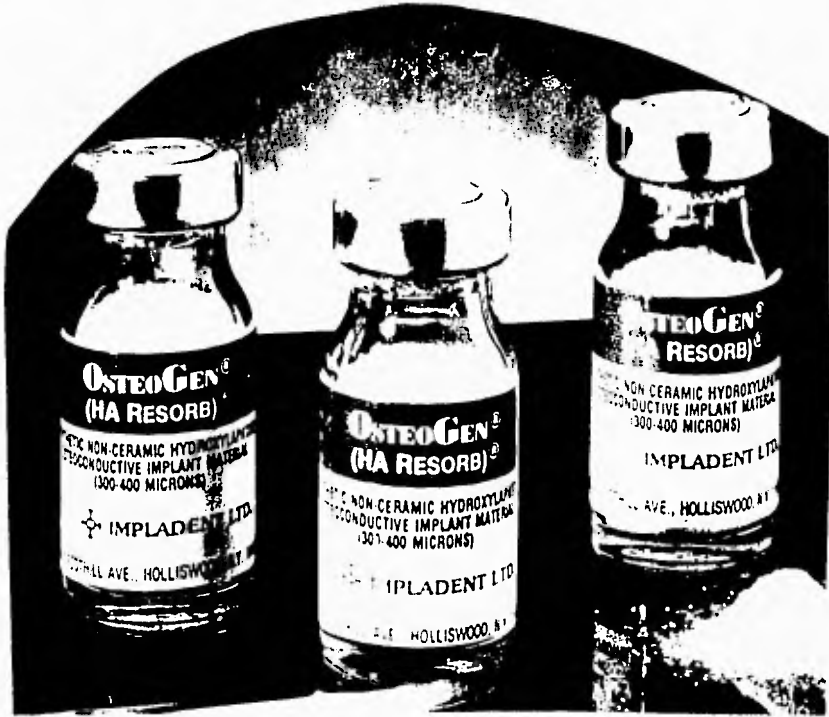
Biomateriales aplicados a las diferentes áreas *



Hidroxiapatita, observada bajo microscopia electrónica. **

*16

**15



Hidroxiapatita macroporosa utilizada para la formación de hueso nuevo *

OsteoGen, de la casa IMPLADENT LTD

*13

CAPITULO IV

SELECCION DE PACIENTES.

Desde mediados de los ochentas varios sistemas de implantes de hidroxiapatita son recomendados para uso clínico; sobre todo porque permite una adecuada cicatrización ósea, también como mejoramiento total del área de interfase entre el hueso y el implante.

Diversos estudios clínicos demuestran el implante de hidroxiapatita con muy buenos resultados clínicos, sobre todo en un tiempo de alrededor de cinco años. El 95% de los casos reportados después de cinco años son satisfactorios.

Los implantes revestidos de hidroxiapatita ofrecen en su superficie una estructura bioreactiva para una más rápida cicatrización ósea en comparación con implantes metálicos; por otra parte, precisamente éste carácter distintivo, aparentemente tiene efectos negativos a largo plazo a causa de su inestabilidad. La meta es obtener control en la bioresorción de la hidroxiapatita, aunado a una más rápida cicatrización ósea.

4.1 Indicaciones.

Este tipo de tratamientos requieren de una minuciosa utilización de la historia clínica, en donde básicamente tomaremos en cuenta lo siguiente:

1.- Datos personales:

En éste punto investigaremos su nombre completo, dirección, teléfono, tanto particular como laboral, etc.

2.- Examen clínico:

- Piel y mucosas
- Sistema cardiovascular
- Sistema endócrino
- Sistema nervioso
- Sistema gastrointestinal
- Sistema respiratorio

3.- Historia dental:

En éste punto observaremos si el paciente es edéntulo total o parcial, si existe enfermedad parodontal, caries, traumas, tumores, hábitos perniciosos, higiene, etc.

4.- Examen radiográfico:

- Periapical
- Panorámica
- Oclusal
- Lateral de cráneo

El estudio de la historia clínica nos permitirá dar un diagnóstico y por consiguiente un plan de tratamiento, donde podremos percatarnos si las indicaciones se cumplen; como pueden ser una buena irrigación sanguínea, salud parodontal; en donde se aplicarán en **desdentamiento unitario, desdentamiento de gran extensión o desdentamientos totales.**

4.2 Contraindicaciones.

Las contraindicaciones serán dadas después del estudio de la historia clínica tomando en cuenta si el paciente padece:

- Infarto al miocardio
- Angina de pecho
- Insuficiencia coronaria
- Cardiopatías valvulares
- Reumatismo articular agudo
- Insuficiencia renal crónica
- Leucemias agudas
- SIDA
- Paciente seropositivo
- Diabetes
- Hiperparatiroidismo
- Enfermedades óseas
- Osteogénesis imperfecta
- Osteoporosis
- Osteomalacia
- Enfermedad de Paget
- Cáncer bucal

4.3 Ventajas.

Las ventajas reportadas con tratamientos por medio de hidroxiapatita arrojan resultados satisfactorios, proporcionando

una fase bioreactiva entre el hueso y el implante; un buen crecimiento de hueso, poco o nulo rechazo del bioimplante, ausencia de infección y una cicatrización ósea más rápida.

Estas ventajas se pueden lograr, llevando a cabo durante el transoperatorio una asepsia muy rigurosa para evitar la contaminación de la zona quirúrgica, implante e instrumental. De ésta manera tendremos asegurado el éxito total del tratamiento.

4.4 Desventajas.

Las desventajas que podemos llegar a encontrar durante un tratamiento de implantes de hidroxiapatita es la reabsorción gradual de ésta, lo que nos llevará a injertar una nueva cantidad de ésta.

Las desventajas más características se dan en el sistema de implantes revestidos con hidroxiapatita, ya que en los últimos años se han incrementado el número de reportes de fracasos con implantes de éste tipo. Los implantes revestidos de hidroxiapatita llegar a presentar grietas o se vuelven lisos por pérdida completa del revestimiento; así mismo presentando colonización de microorganismos.

El tiempo de eficiencia de éstos implantes oscilan alrededor de los cinco años.

El operador puede llegar a acelerar éstas desventajas debido a una mala técnica operatoria aunada a una contaminación, ya sea de la zona quirúrgica, del implante o del instrumental.

CAPITULO V

MATERIAL E INSTRUMENTAL.

Es conveniente contar con material e instrumental adecuado y a la mano (es indispensable en éste tipo de tratamientos, trabajar a cuatro manos, pero lo idóneo sería a seis, ya que el operante no debe perder su atención a la zona quirúrgica) para lograr que la zona a implantar esté adecuadamente apta para recibir el implante; el material e instrumental es el siguiente:

- Motor quirúrgico con pieza de mano de baja velocidad:

Contar con éste motor, nos permitirá controlar de una mejor forma las revoluciones rotatorias de nuestra turbina y no permitirá la extracción de aire contaminado (frecuentemente provocado por las compresoras de aire).

- Bandeja o riñonera para portar el instrumental quirúrgico:

El instrumental que se ocupará debe permanecer en un medio estéril, para éste fin utilizaremos éste receptorio previamente esterilizado, en el que incluiremos:

Espejo
Sonda parodontal
Pinzas dentadas (2)
Bisturi

Legra
Pinzas gubia
Curetas de parodncia
Alveolotómo
Pinzas hemostáticas
Tijeras
Cánula de aspiración
Fórceps (en caso de extracción)
Elevadores

También debemos contar con suturas ya sean reabsorbibles o no reabsorbibles. El hilo no reabsorbible de seda es el más utilizado.

No olvidaremos los paños o campos quirúrgicos estériles.

Después de haber hecho nuestro diagnóstico y plan de tratamiento decidiremos que tipo de hidroxiapatita utilizaremos. Recordemos que el material idóneo para dar una alta resistencia mecánica al injerto de hidroxiapatita sería de microestructura porosa o también conocida como densa; pero en el caso de una mejor irrigación sanguínea junto con sus elementos necesarios para un buen desarrollo de tejido óseo, la elección sería de macroestructura porosa.

En el tratamiento con implantes metálicos revestidos de hidroxiapatita se utiliza de microestructura porosa o de hidroxiapatita de vidrio (cerámica de vidrio).



Coral obtenido del oceano para elaborar hidroxiapatita porosa*

CAPITULO VI

TECNICA DE USO DE LA HIDROXIAPATITA.

Para la colocación de los implantes o injertos dentales, se necesita trabajar en buenas condiciones de asepsia. Ciertamente, la definición de implante incluye numerosas ramas de nuestra actividad, como la utilización de un material de relleno óseo para aumento de reborde alveolar o reconstrucción maxilar en parodontia y cirugía; así como la presentación del material de implante en estuches conteniendo los implantes metálicos, en éste caso revestidos de hidroxiapatita.

En la colocación de implantes dentales se necesitan las condiciones operatorias óptimas con personal capacitado para no llegar a caer en errores iatrogénicos provocados por el operante.

6.1 Aumento de reborde alveolar que portará una prótesis total.

Se indica llenar con hidroxiapatita las concavidades formadas en defectos óseos como los son el reborde alveolar de la mandíbula o la cresta alveolar del maxilar superior, ésto se aplica donde exista una altura adecuada en los alveolos postextracción. Una segunda indicación, es restaurar contornos alveolares en donde exista una pérdida de hueso después de un trauma o excisiones quirúrgicas muy extensas (recontornear el hueso alveolar).

El uso principal de la hidroxiapatita se da en aumentos de reborde alveolar en pacientes edéntulos. En éste caso se utiliza para mejores resultados, un 60% de hidroxiapatita y un 40% de hueso seco (homógeno).

Los implantes dan soporte adicional a los aparatos protésicos. Hay varias técnicas quirúrgicas, pero las más utilizadas y con mejores resultados reportados es **el injerto al margen superior de la mandíbula e injerto al borde inferior del maxilar superior.**

Otras técnicas quirúrgicas extienden el vestibulo con piel e injertos de mucosa. Un ejemplo es combinar el tejido blando con injertos óseos (osteotomía combinados con vestibuloplastia).

La creación de hueso nuevo con materiales de hidroxiapatita dan soporte a la prótesis para tener una superficie óptima.

La atrofia de los rebordes maxilar y mandibularer después de la extracción dental es muy frecuente y a menudo causa dificultades para la utilización de prótesis.

Se ha buscado un sustituto óseo que tenga las características siguientes:

Biocompatibilidad

Facilidad de uso

Resistencia a la infección
Fácil almacenamiento
Resistencia a la resorción

Se le ha dado énfasis al uso de cerámicas de fosfato de calcio como el fosfato tricálcico (FTC) y la hidroxiapatita. Las dos son biocompatibles, así como frágiles y con baja resistencia al impacto y a la tracción. Los fosfatos tricálcicos, sufren una alta velocidad de resorción. En éste tema nos enfocaremos al uso de la hidroxiapatita, tanto porosa como no porosa, la cual no sufre una bioresorción tan notable y es un implante muy estable. Recordemos que la hidroxiapatita con macroporosidades comprobó ser un buen osteoconductor, no infeccioso, biocompatible y de fácil uso; el que se utilizará como hueso sustituto.

La porosidad de la hidroxiapatita es una ventaja. La hidroxiapatita de coral tiene una porosidad similar a los sistemas haversianos del hueso. Su resistencia es deficiente, pero cuando se infiltra con formación de hueso nuevo, ha probado ser adecuada. Sin embargo, la hidroxiapatita macroporosa granular, seguirá siendo la más efectiva para propósitos en la formación de hueso nuevo para la portación de aparatos protésicos.

Para preparar la zona a recibir la implantación, se realiza la disección en forma clásica. Con ella se levanta el colgajo con el periostio incluido. Se retrae el tejido a lo largo de toda la longitud

de la incisión principal.

La disección resulta más o menos sencilla, dependiendo de la zona y de la importancia de las fibras de Sharpey. Estas fibras no existen en los huesos con una cortical abundante, como la región posterior de la mandíbula, en donde resulta más fácil el legrado. En cambio, éstas fibras abundan a nivel palatino, lo que dificulta la retracción del colgajo.

Cuando la implantación concierne a un maxilar desdentado, la preparación ósea se desarrolla evitando el sobrecalentamiento del hueso, irrigación con suero fisiológico. Una vez que la zona quirúrgica ósea está lista, se controla su vascularización.

En general, existen colocaciones deficientes de materiales en la cirugía. Las partículas de hidroxiapatita liberan su acción siempre que ésta se encuentre por debajo del periostio.

El aumento para bordes de mandíbulas edéntulas se resuelve en dos áreas, anterior y posterior. El aumento posterior es más fácil de realizar que el anterior. La disección subperióstica empieza en el área anterior a la altura del nervio mentoniano y se dirige hacia el lingual.

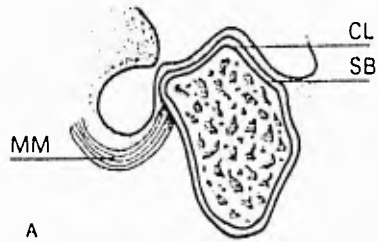
La hidroxiapatita se coloca directamente sobre la cresta, a lo largo de una línea que va de la eminencia canina al área retromolar.

Para evitar la obliteración del surco, la disección bucal no debe ir más allá de la mitad de la distancia de la línea oblicua externa. La colocación de la hidroxiapatita en la región retromolar se realiza a través de una línea media única o con incisiones bilaterales en la sínfisis. Es importante llevar las incisiones a través de un grosor total de los tejidos mucoperiósticos hacia abajo en el hueso y extenderlas hacia bucal para permitir la colocación adecuada de la jeringa en el área retromola. La parte anterior de la mandíbula presenta problemas que surgen de las variaciones en su anatomía, ya que por lo general, hay más dimensión ósea vertical pero la topografía no es tan buena para el aumento. •

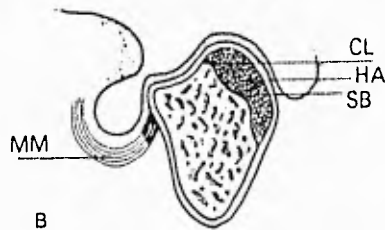
Las técnicas quirúrgicas maxilar y mandibular son idénticas excepto por las diferencias en la anatomía. Es frecuente la atrofia en la parte anterior de la maxila y el acceso se hace con una incisión única en la línea media. Se debe tener cuidado de no disecar el maxilar de manera extensa, ya que los músculos superficiales de la cara ofrecen poca resistencia para entrar en al fosa canina. •

Con la cirugía mandibular y maxilar, la técnica de jeringa es idéntica. Para evitar la obstrucción, la jeringa no debe sobrellenarse. Esta se coloca lo más posterior posible y la hidroxiapatita se va extruyendo poco a poco al ir retirando el cuerpo de la jeringa. El aumento de presión causa desplazamiento y obliteración del vestibulo. •

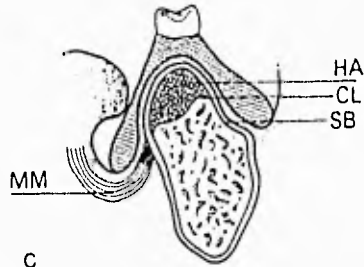
•10



A



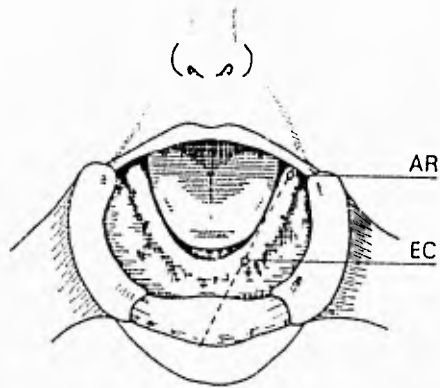
B



C

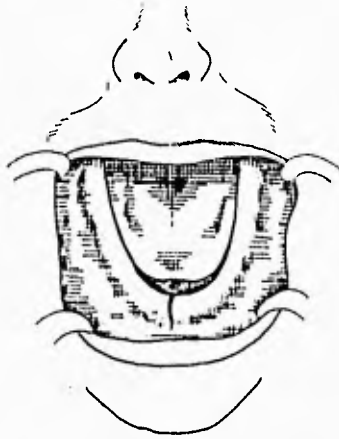
Colocación adecuada de la hidroxiapatita en un aumento de reborde alveolar*

*10

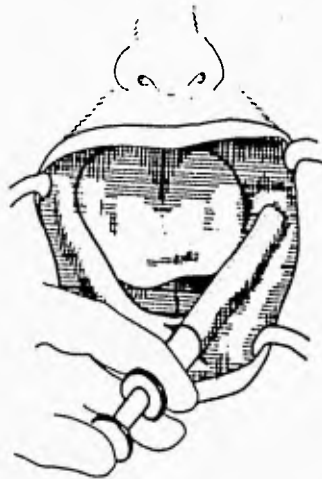


La hidroxiapatita se debe colocar en una línea de la eminencia canina, al área retromolar. Hay una tendencia natural al violar el surco bucal.*

*10

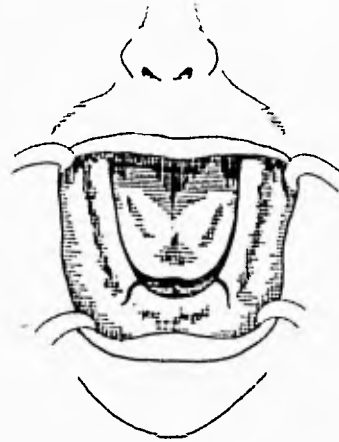


Incisión en la línea media. La incisión debe ser lo suficientemente larga para colocar la jeringa hasta el área retromolar*

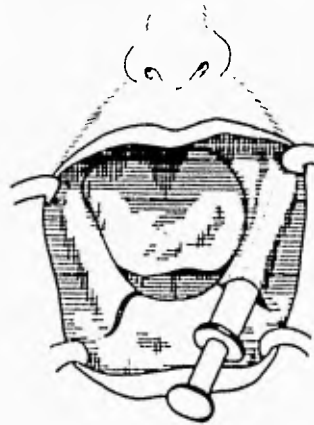


La jeringa se coloca en la incisión en el área retromolar y la hidroxiapatita se deposita al ir retirando la jeringa*

*10

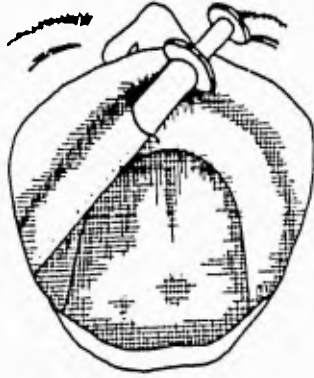


Incisión lateral Se tiene que realizar por lingual para permitir la tunelización perióstica.*

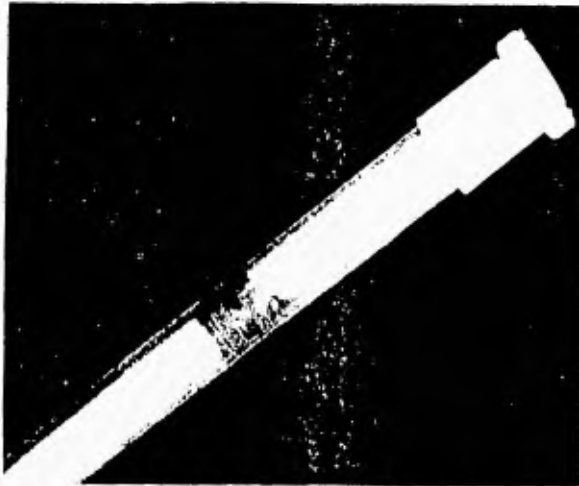


La jeringa se coloca a través de la incisión Se deposita el material en la cresta del reborde.*

*10



Aquí se muestra la colocación de la jeringa sobre la cresta en el área de la tuberosidad.*



Jeringa prellenada de hidroxiapatita compacta.*

*10

Los objetivos principales en el aumento de los rebordes con propósitos prostodónticos son aumentar el volumen de hueso de un reborde deficiente y por lo tanto realizar varias mejoras. Uno de ellos consiste en aumentar la estabilidad de una prótesis removible total o parcial; esto ayuda a aumentar la altura vertical del reborde alveolar de apoyo. Otro objetivo pretende reducir o evitar la resorción continua del reborde alveolar subyacente. El tercer objetivo intenta disminuir el traumatismo directo de los nervios mandibular y mentoniano en aquellas circunstancias en las cuales la resorción grave conduce a una capa muy delgada o en ocasiones, la ausencia de cubierta ósea por arriba de estos nervios.

Antes de la fabricación de las dentaduras definitivas, los rebordes aumentados deben cumplir varios criterios previos a la fabricación de la dentadura. No debe haber movilidad del injerto.

El periodo usual de cicatrización varía de 8 a 12 semanas, de acuerdo a la extensión y volumen del injerto. El reborde debe tener el contorno adecuado en la localización destinada al apoyo de la prótesis. No debe haber interferencia con la colocación normal de la base de la prótesis.

6.2 Implantes revestidos con hidroxiapatita.

Los implantes revestidos con materiales bioactivos han sido utilizados durante los últimos años por cirujanos dentistas y

ortopedistas. La atención principal se le ha dado a los efectos del revestimiento con hidroxiapatita en el tejido óseo. Los reportes han demostrado un íntimo contacto entre el hueso y estos implantes. Existe una aceptación general de estos biomateriales.

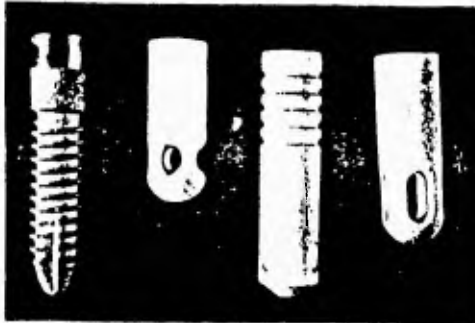
La capacidad de aceptación del hueso a los implantes de titanio revestidos con hidroxiapatita es una de las más favorables.

Las propiedades de la biocerámica de hidroxiapatita incluyen cristalinidad, pureza, densidad, forma, resistencia mecánica, reacción química dentro del medio salino, conductividad eléctrica y reacciones biológicas con tejidos duros y blandos.

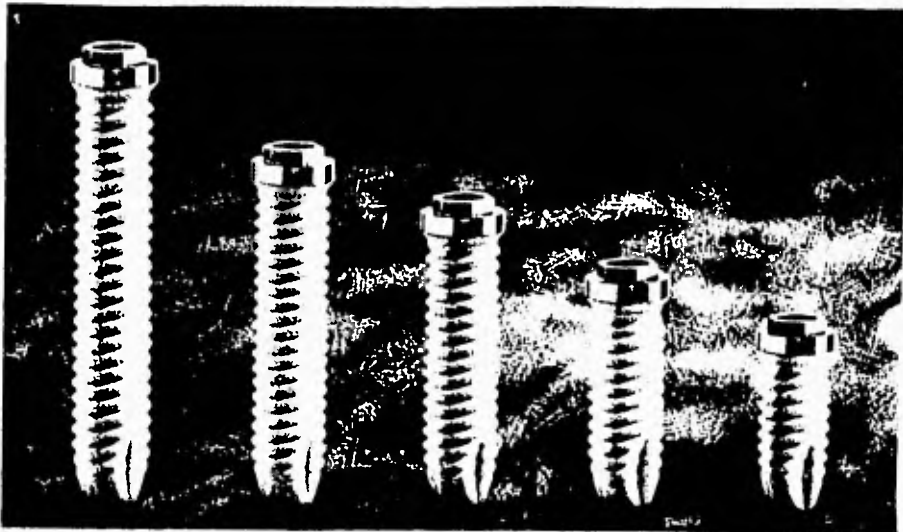
Los diferentes sistemas de implantes que se utilizan, siguen la gran mayoría de ellos, una serie de parámetros muy similares. Lo importante es realizarlos de la forma más adecuada posible para garantizar el éxito en el tratamiento.

La anestesia, la incisión y la retracción del colgajo se realizan de acuerdo a las técnicas habituales.

Algunos de los sistemas de implantes que encontramos revestidos de hidroxiapatita son por ejemplo el TBR, BIS, Stéri-Oss de Denar y el Integral, en el cual nos basaremos para la descripción de la implantación de estos.



Tipos de implantes revestidos con hidroxiapatita.*



Calcitek, de la casa SULZER**

*15

**13

El sistema integral ha sido desarrollado por la compañía Calcitek, especializada desde 1981 en la fabricación de hidroxiapatita como material de relleno (Calcitite).

Existen dos diámetros diferentes y varias longitudes de estos implantes. La ADA ha aceptado el modelo de 4 milímetros.

Los implantes son cilindros de titanio recubiertos de polvo de hidroxiapatita, los podemos encontrar de 8,10,13 y 15 milímetros de diámetro.

El extremo apical está redondeado y tiene cuatro celdillas circulares que permiten una inmovilización secundaria del implante.

El implante está totalmente revestido de hidroxiapatita. La tapa roscada de protección es de titanio y contiene una caja hexagonal central para acoplar un desarmador, así como un bisturí rotatorio con punta central para el segundo tiempo quirúrgico.

El implante se suministra en un doble envase estéril. El primer sobre de papel, contiene claramente las referencias del implante y un tubo de plástico cerrado con el portaimplante enroscado en el implante. El portaimplante permite introducir cómodamente el



El portaimplante roscado sostiene al implante que se introducirá a presión digital.*

(Implantes integral).



Con el instrumento de punta roma plástica se introduce y luego se sutura.*

*11

implante hasta aproximadamente dos milímetros de su posición final.

El material necesario para la implantación de los cilindros viene en un estuche quirúrgico, que contiene las fresas y el material complementario para indicación de paralelización, un prolongador de fresas, un instrumento calibrador de profundidad.

Ayudandonos de la guía quirúrgica, el taladrado inicial se realiza con la fresa inicial, está es de 2 milímetros de diámetro. La velocidad de rotación varia entre 1000 y 1500 rpm.

Después ensancharemos el orificio inicial con una fresa de bola o fresa de roseta de 3 milímetros de diámetro, que preparará el paso a las fresas posteriores sin el riesgo de lesionar al hueso. Esta fresa la utilizamos a una velocidad promedio de 1000 a 1500 rpm.

La fresa intermedia tiene un diámetro según el implante elegido, de 2.74 milímetros para el implante de 3.25 y 3 milímetros para el implante de 4; las fresas tienen dos longitudes distintas, una corta para los implantes de 8 y 10 milímetros que se aplican en la región posterior, y otro universal para todas las longitudes de los implantes. La marca de profundidad de la fresa, que corresponde a la longitud del implante elegido, debe desaparecer completamente

dentro del hueso. La velocidad oscila entre 1000 y 1500 rpm.

El fresado final se realiza con una fresa del mismo diámetro que el implante a una velocidad de 150 a 200 rpm. Esta fresa tiene la misma longitud que el implante.

El tubo estéril que contiene el implante se extrae del primer envase y se deposita en el campo operatorio. El implante se extrae del segundo tubo y se presenta en la cavidad ósea receptora con ayuda del portaimplante, que permite introducirlo mediante simple presión digital. Después se retira el portaimplante, se coloca la tapa roscada de protección con un desarmador hexagonal ya incluido y se termina de insertar el implante con un instrumento intermediario con un extremo de plástico. El implante debe quedar a nivel del hueso o ligeramente por debajo y hallarse totalmente inmovilizado en la cavidad ósea receptora.

Se suturan los tejidos y se efectúa su compresión.

La literatura nos dice, que después de alrededor de 6 meses, se anestesian los tejidos blandos y se marca el emplazamiento de los implantes con ayuda de la férula quirúrgica o en su defecto de una radiografía, o ambas.

Con un bisturí número 15 se descubre el implante. Luego se coloca un bisturí rotatorio con punta central retraible que separará los

•11



Rehabilitación con un implante revestido de hidroxiapatita.*

*13



Implantes revestidos de hidroxiapatita en un perro.*



Radiografía panorámica, que muestra los implantes.*

(Pre y posoperatoria).



*15



Radiografías periapicales que muestran un implante que funcionará como pilar en una prótesis fija de tres unidades*



*15

tejidos blandos. La velocidad de rotación del bisturí es de 100 rpm.

Se desatornilla la tapa de protección. Después de verificar la osteointegración del implante se procede a atornillar un muñón de cicatrización de titanio con longitud variable. Este muñón favorece la cicatrización de la encía mientras se realizan los trabajos protésicos.

O bien enroscar o cementar un muñón protésico de titanio si se trata de una prótesis individual o parcial fija.

6.3 Osteointegración.

En la osteointegración investigaremos si la interfase entre el implante metálico y el sitio receptor consta por completo de hueso sin tejido conectivo; entonces esto nos dirá el éxito obtenido en el tratamiento. Aquí existe una pared compuesta por completo de matriz calcificada sin tejido blando que lo acompañe. El éxito se alcanza cuando clínicamente existe inmovilidad, sonido claro a la percusión y ausencia de síndrome infeccioso doloroso.

Los fracasos de la osteointegración pueden ser debidos a un calentamiento excesivo del hueso durante la preparación del lugar receptor, a una presión excesiva del implante contra el hueso, a una carga prematura, a una mala inmovilización inmediata después del

implante, o a una infección preoperatoria o transoperatoria.

Los fracasos aparecen rápidamente. La mayoría ocurren durante los primeros seis meses.

CONCLUSIONES.

1. La hidroxiapatita, como ya sabemos, es el principal componente de los tejidos duros, como son, el esmalte, hueso, dentina, cemento. Existe una íntima relación entre lo que es el hueso y la hidroxiapatita que utilizaremos como rehabilitador, es necesario saber como reacciona ésta dentro del hueso.

2. El avance tecnológico gracias al estudio de los diferentes biomateriales, como lo son, los diferentes tipos de hidroxiapatita, da la pauta para una cirugía preprotésica óptima.

3. La cerámica de hidroxiapatita evolucionó junto con un abastecedor principal (Sterling-Winthrop) y se expandió después para incluir la mayor parte de las compañías de implantes (Johnson y Johnson, 3M, Zimmer, Interpore, DePuy, Howmedica, Coors, Calcitek, Miter, Kyocera, y Orthomatrix-BioLife). Existen extensas compañías en Europa y Japón.

4. Es variable la amplia extensión de formas, fabricantes, análisis, porosidades, superficies y aplicaciones de las propiedades de éstas cerámicas.

Las formas disponibles van de particular irregulares a esferoidales, bastones, cilindros, conos, discos, barras, rectángulos y

combinaciones de todas éstas. También se aplican los revestimientos de la hidroxiapatita a superficies metálicas a través de diversas técnicas. Son aislantes eléctricos y térmicos.

5. La hidroxiapatita macroporosa es de mejor manipulación y es la que nos ayudará para la regeneración ósea. La hidroxiapatita macroporosa y microporosa está disponible en el comercio. La colocación de la hidroxiapatita microporosa nos proporcionara apoyo a la prótesis debido a la mejor estabilidad y resistencia mecánica.

6. En un tratamiento de éste nivel, es importante preparar y educar al paciente en un medio óptimo, tanto local como general, para que llegue a tener éxito el tratamiento. Este éxito, depende sobremanera de la asepsia de la zona quirúrgica a operar, así como de una buena técnica durante los tiempos preoperatorio, transoperatorio y posoperatorio, ya que el buen manejo de estos nos dira si el tratamiento fue efectivo o no.

7. Es importante saber que se cuenta con éste tipo de materiales en la implantología, ya que gracias a ellos tenemos la opción de valorar los diferentes procedimientos que podemos realizar en un tratamiento.

BIBLIOGRAFIA.

1. G. J. MEIJER; Journal of Oral Rehabilitation; Vol. 22, # 3;1995; p.p 167-173.
2. CHARLES C. ALLING; Journal of Prosthetic Dentistry; Vol. 52, # 6; 1984; p.p 828-831.
3. ARON R. BIESBROCK; Journal of Oral and Maxillofacial Implants; Vol. 10, # 6; 1995; p.p 712-718.
4. HIRONORI KAIDE; International Journal of Oral and Maxillofacial Implants; Vol. 10, # 2; 1995; p.p 213-219.
5. KAWAGUCHI H; Journal of Periodontal Research; Vol. 27, # 1; 1995; p.p 48-53.
6. TIMOTHY A. MILLER; Plastic and Reconstructive Surgery; Vol. 87, # 1; 1991; p.p 87-107.
7. UGO RIPAMONTI; Plastic and Reconstructive Surgery; Vol. 89, # 4; 1992; p.p 731-738.
8. K. ISHIKAWA; Journal of Dental Research; Vol. 72, # 2; 1993 p.p 474-479.
9. ICHIRO ONO; Plastic and Reconstructive Surgery; Vol. 92, # 5; 1993; p.p 819-830.
10. BABBUSH; CHARLES A; Implantes dentales; Edit. Interamericana; México, D.F. 1994; p.p 19, 236-249.
11. MARC BERT; PATRICK MISSIKA; Implantes Osteointegrados; Edit.Masson; España, Barcelona; 1994; p.p 37, 45-86, 118.

12. SPIEKERMANN HUBERTUS; Implantology; Thieme Medical Publishers; New York; 1995; p.p 13-24
13. Journal of Oral Implantology; Vol. 20, # 3; 1994.
14. REYES GASGA JOSE; Hydroxyapatite Crystals of the Human Tooth Characterized by Transmission Electron Microscopy; Instituto de Física; UNAM; México, D.F.
15. SENDAX VICTOR; The Dental Clinics of North America; Vol. 36, # 1; 1992.
16. A. RAVAGLIOLI; A. KRAJEWSKI; Bioceramics, Materials, Properties and Applications; Edit. Chapman and Hall; New York 1994.