

134
24

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA
DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

SEMINARIO DE TITULACION

MATERIALES DENTALES

INJERTOS DE HIDROXIAPATITA

TESINA QUE PARA OBTENER EL TITULO

DE CIRUJANO DENTISTA PRESENTA:

JOEL GOMEZ ORTIZ

ASESOR: Dr. JOSE ANTONIO VELA C.

MEXICO D. F. 1990

FALLA DE TITULACION

Handwritten signature and initials.



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.

INTRODUCCION

Como podemos observar durante el desarrollo de este, trabajo, la importancia de conocer, la procedencia y característica de cada uno de los elementos que componen nuestros -- materiales para poder tener éxito y no fracasos.

La amplia gama de materiales para realizar injertos es muy amplia nos concretaremos tan solo a la hidroxiapatita.

Se han realizado múltiples estudios de este material en distintas áreas, quirúrgicas obteniendo magníficos resultados con este material, el cual por su alto índice de biocompatibilidad es un excelente material, ser rechazado por este. fallas es importante el mencionar que todo cuerpo que es ajeno al organismo puede ser rechazado por este.

Debido a que la hidroxiapatita se encuentra en forma natural en el organismo es más fácil que este sea aceptado pero como este es uno de los muchos elementos que se presentan durante la osificación y no a partir de él, es factible que se lleve este proceso ya que deben intervenir -- otros factores, para que tenga éxito este material.

De acuerdo a los estudios realizados trataremos las res

puestas clinicas e histologicas despues de colocar hidroxapatita en los defectos parodontales y reparaci3n 3sea.

IMPLANTES O INJERTOS

La reparación de los tejidos ha sido preocupación, desde los principios de la cirugía. Sin embargo los progresos en este campo ha sido muy lentos, con pocos éxitos sobresalientes hasta los años recientes. Los primeros fracasos se debieron a la falta de anestesia adecuada, antibióticos. Además, también estaban implicados los tabúes religiosos y morales respecto a la alteración de los rasgos humanos.

"Von Graef, Dieffenbach, Lisfrac y Carpie en Europa - empezaron entonces a desarrollar la cirugía moderna reconstructiva..." (1) , facilitando extensamente por el desarrollo de la anestesia moderna, técnica aséptica y más reciente, por el uso de antibióticos.

De acuerdo con el origen del material los injertos pueden ser del mismo individuo, de algún animal inferior o bien sintéticos. de acuerdo a esto y a la técnica utilizada se deriva el nombre del injerto por ejemplo, autocépidérmico, injerto epidérmico de la piel del mismo paciente, - de esponja, pedazo de esponja implantada en una herida o úlcera para promover la formación de granulación. etc..

Dentro de estos injertos tenemos los artificiales.

Aloplastia. El empleo de cuerpos extraños inertes (alo--

plastia), apesar de que muchos investigadores tales como "Smith, Peer, Kiehn y Grino estan todos contra el empleo de cuerpos extraños; por que algunos de ellos sostienen que - con el más ligero trauma los trasplantes aloplasticos pueden infectarse, absorberse o ser expulsados y aconsejan el empleo de trasplantes de tejido autógeno cada vez que sea posible. (1). . Apesar de las objeciones, parece haber un creciente uso de tales materiales, especialmente; vitalio o tantalio, titanio, acero inoxidable, entre los metales, metil metacrilato, polietileno, ivalon, entre las resinas sintéticas, teflon y más recientemente, las siliconas de - caucho e hidroxiapatita. Donde está ultima ha tenido un alto éxito debido a sus características.

HIDROXIAPATITA

En la búsqueda de un tratamiento exitoso, de los defectos óseos, nuevos materiales para injertos están siendo producidos y estudiados; se han utilizado algunos materiales sintéticos, como la hidroxapatita, el cual es un material biocompatible bien tolerado y encapsulado por el tejido conectivo. La hidroxapatita, debido a su ilimitada disponibilidad para su uso, es uno de los más utilizados en la actualidad.

Las cerámicas de fosfato de calcio han sido investigadas, como sustituto potenciales de hueso en el tratamiento de defectos infraóseos.

La cerámica de fosfato de calcio tiene dos formas disponibles;

- Fosfato tricalcio que es bioreabsorbible.
- La hidroxapatita que no es bioreabsorbible.

Ambas formas llenan los requerimientos para los biomateriales sintéticos, no tóxicos, no antigénicos, no carcinogénicos, estables después de la esterilización y poco costoso para su fabricación. La durapatita es una forma de hidroxia

patita, no porosa, no reabsorbible, con una similitud cristalina y química de componentes inorganicos de los tejidos mineralizados de los vertebrados.

Los injertos con hidroxiapatita son utilizados para promover la reparación ósea, utilizando su habitualidad de --- actuar como una matriz alrededor del hueso y proveer una forma más adecuada. Teóricamente una ceramica de fosfato de calcio implantada en un defecto de tejido óseo inmediatamente quedaría encapsulado en colágena y actuaría acrecentando la formación del nuevo hueso, los iones del injerto disueltos en los fluidos del tejido, a pesar del incremento local de calcio y de la concentración de iones de fosfato facilitan la deposición mineral. En resumen la superficie del injerto puede actuar como un centro nucleatizado para la mineralización; El efecto combinado de-be mejorar la calcificación y posiblemente la formación de hueso nuevo.

Otro objetivo de éste tipo de injertos, además de promover una reacción ósea, es promover la formación de una nueva inserción; logrando una anclación del hueso, ligamento - periodontal y cemento hacía el material sintetico implantado.

La hidroxiapatita es marcadamente biocompatible. Es notable debido a su habilidad para adherirse al tejido conectivo en general y particularmente al hueso,

La hidroxiapatita provoca muy poca respuesta inflamatoria cuando se implanta dentro de tejido.

El rango de fracaso de la hidroxiapatita implantada es variable, nunca es rápido, la baja solubilidad, particularmente en el caso de las formas sintéticas de apatita, el iónico sobre la superficie está afectada por el estado físico de la apatita, así, formas porosas de hidroxiapatita ofrecen mucho más canales para los fluidos y para que el tejido entre en su interior.

Hay evidencia que las hidroxiapatitas densas son sujeto de solo poca cantidad de desintegración / tiempo.

OBSERVACIONES Y ESTUDIO REALIZADOS POR DIVERSOS
INVESTIGADORES

De los materiales sintéticos para injerto, óseo, los cuales han venido a considerarse en años recientes, la hidroxiapatita es el único que ha provocado la mayor-ía de estudios desde niveles clínicos.

hablando de periodonto y enfermedad periodontal, de seguro las esperanzas han sido que el uso de hidroxiapatita conducirá a regeneración no solo del hueso alveolar perdido, si no también del aparato de inserción en la región, ninguna de las esperanzas han sido realizadas. Sin embargo, más se está siendo aprendido acerca de la hidroxiapatita y de la respuesta biológica ante su presencia.

hoy en día son utilizadas dos formas de hidroxiapatita en la practica dental; Formas naturales y formas sintéticas

Ambas han sido estudiadas (Griffiths 1985), posteriormente a su implantación en el hombre y en animales bajo varias situaciones, por ejemplo. Para llenar defectos óseos creados (Jarchoet et al. 1977, Heimke y Griss 1983, Beirne

Y Greenspan 1984); y para llenar defectos óseos resultante de enfermedad periodontal inflamatoria (Rabalais, Yukna, Meyer, 1981), (Kennex et al 1985, Baldock et al 1985, West y Brustein 1985) y para aumentar el borde residual en pacientes edentulos, (Ogiso et al 1982, 3, 4, A lling 1984, Block y kent 1984, Rothstein, Paris y Saye 1984), Sin embargo, -- desde que los defectos óseos han interesado no hay evidencia de formación de hueso, siendo estimulado por la colocación de hidroxiapatita densa (Froum et al 1982, Moscow y Lubar - 1983).

Todas las hidroxiapatitas son fosfatos de calcio, complejo de los cuáles se asemeja en su composición química $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$. la apatita de origen natural está hecha de corál molido y es altamente porosa. La forma sintética, de otra manera, son ceramicas y estan estructuradas mucho más densamente, Estan usualmente preparadas por la precipitación de una solución densa en ebullición (Trombe y cols 1972, Driessens 1983, de With et al 1984).

El rango de fracaso de hidroxiapatitas implantadas es variable. Nunca es rápido. la baja solubilidad, particularmente en las formas sintéticas de apatita, contribuyen a esto (Jarcho y cols. 1977, Driessens 1983. el intercambio iónico sobre la superficie está afectado por el estado físico de la apatita (Heimke y Griss 1983). Así, formas porosas - de hidroxiapatita ofrecen mucho más canales para los flui--

dos y para que el tejido entre en su interior (Piecuch -- 1982, 3). Hay evidencia que sugieren que las hidroxiapatitas densas son sujetas a solo pocas cantidades de desintegración por tiempo (Heinke y Grissl 1983). (5)

MINERALIZACION DEL HUESO

Ciertos tejidos biológicos experimentan un proceso de -- mineralización llamado comúnmente calcificación.

Este proceso puede definirse como una sucesión de even-- tos en que células específicas son inducidas a formar una matriz orgánica dentro de la cual se depositan sales de cal-- cio insolubles. Las sales de calcio pueden ser carbonadas o fosfatos según el tipo de tejido y su ambiente. (2)

El tejido calcificado de mamíferos, la sal de mayor im-- portancia, es similar en composición al mineral de hidroxia patita, $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. La calcificación es un proceso -- dinámico en el cual la formación en el mantenimiento de la matriz mineralizada son regulados por actividad celular. (3)

Puesto que el calcio y el fosfato inorgánico son los pri-- ncipales componentes de los tejidos calcificados, es impor-- tante conocer y comprender las interacciones que existen, para estos iones, entre el suero y los tejidos calcificados.

A pH fisiológico, el calcio y el fosfato se encuentra -- principalmente como Ca^{2+} y HPO_4^{2-} . La concentración de los iones calcio y fosfato libres en el plasma no es la mis

ma que sus concentraciones totales en el plasma, debido a que de 35% del calcio y 12% del ortofosfato se unen en -- proteínas plasmáticas. Las concentraciones iónicas libres pueden determinarse eliminando las proteínas del plasma -- por ultrafiltración antes del análisis, Esto da una concentración de iones de calcio en el rango de 1.35 a 1.55 mM/lt y de ortofosfato en el rango de 0.8 a 1,4 mM/lt..

Actualmente se admite que la fase mineral del hueso esta formada por dos fosfatos de calcio distintos; una fase amorfa y una cristalina (apatita). La fase amorfa se deposita primero y sirve como precursor para la formación de apatita

La presencia de estas dos fases del mineral ha hecho que sea más complicados los estudios acerca del equilibrio de Ca^{2+} y HPO_4^{2-} entre suero y hueso.

MECANISMO DE LA CALCIFICACION

Está ya generalmente aceptado que debe existir algún mecanismo de inicial para que ocurra la calcificación de tejido específicos. Numerosas investigaciones fueron realizadas para tratar de entender este mecanismo.

La naturaleza heterogénea de los tejidos calcificados ha complicado los estudios y como resultado de esta situación surgieron gran numero de teorías del mecanismo de calcificación.

Como los líquidos del cuerpo son metastables en lo que se refiere a la hidroxiapatita, la iniciación de la calcificación puede realizarse de dos maneras :1) Por un proceso de nucleación homogénea, con lo cual son aumentados localmente las concentraciones de calcio y fosfato hasta un punto en el que pueda ocurrir la precipitación espontánea de la apatita, y 2) por un proceso de nucleación heterogénea, con lo cual un catalizador que está presente, al bajar la energía de activación, permite la formación de apatita a partir de una concentración estable de calcio y fosfato. Las diferentes teorías acerca del mecanismo de la calcificación se apoyan en uno de estos dos tipos de nucleación.

FORMACION IN VITRO DE FOSFATO DE CALCIO BASICO

De esta manera analizaremos, como se lleva acabo en forma biologica, es decir acerca de la naturaleza y de la temperatura corporal, de esta forma, tenemos que distinguir dos mecanismos diferentes dependiendo de que si la nucleación que se lleve a cabo es heterogénea y homogénea.

La nucleación heterogénea se favorece si los iones Ca^{2+} y PO_4^{3-} se agregan en forma lenta debido a la baja supersaturación. Por otro lado, la mezcla rápida ocasiona supersaturación alta propiciando que se efectúe la nucleación homogénea.

Bajo condiciones de nucleación heterogénea, parece ser que el núcleo de fosfato octacálcico se forma y crece con preferencia al de la hidroxiapatita (excepción de presencia de F-, donde se favorece la apatita). Sin embargo el fosfato octacálcico es inestable en contacto con el agua y se hidroliza de manera lenta in situ a hidroxiapatita. (2)

En otras palabras, un cristal de fosfato octacálcico se transforma en un cristal de hidroxiapatita en tanto se mantiene el hábito típico original parecido a una placa de fosfa

to octacálcico. Además, el proceso de hidrólisis es lento e incompleto, de manera que el producto con frecuencia tiene una relación Ca/P inferior a la que se encuentra entre el fosfato octacálcico y la hidroxiapatita.

LA RESPUESTA DE LA DENSIDAD EN UNA SUPERFICIE DE
 APATITA CERAMICA EN UN MEDIO FISIOLÓGICO.

La respuesta de la densidad de la superficie de la apatita cerámica (azul, blanca, y gris), se determina después de la inmersión de la apatita cerámica en una solución fisiológica, en un medio de barrera electrónica espectroscópica (ACS), también en reflexión espectroscópica infrarroja (IRRS).

El medio de escape de electrones secundarios es en el orden de 200nm, por "AES"; dentro de la información por "IRRS" es aproximadamente 0.5 nm (Hench, 1972, 1978).

Las condiciones experimentales por "AES" son las siguientes:

- 1.- CONDICIONES DE CORROSION.- 0 hrs. 1hrs, 22hrs, 97.5 hrs y 238 hrs. Tris HCl amortiguador (280 millo esmoles) a 37°C (Sings 1978)

La superficie muestra, al volumen de la solución es aproximadamente de 0.5 cm^{-1} .

- 2.- MEDICIONES.- a) Gran presión 1×10^{-9} torr.

- b) Rayo energético 3 KeV.
- c) Rayo corriente 5 uA.
- d) Modulación del voltaje 5V.
- E) INCIDENCIA del ángulo del rayo
45°.

Las condiciones experimentales por IRRS son las siguientes

La muestra de apatita cerámica es contenida y expuesta al ml/min. corriente de Tris HCL amortiguador (280 milloes moles) a 37°C por 48 hrs. La muestra que es corroida, así como la muestra no corroida son montadas en una Perkin-Elmer 467 infrarojo espectroscopico, determinándose el cambio químico en la superficie estructural del implante material.

Barrena electronica espectroscopica (AES).

Los datos obtenidos con AES son analizados por tomos extremo a extremo en una barrena por rayos de Ca/O , P/O Y Ca/P.

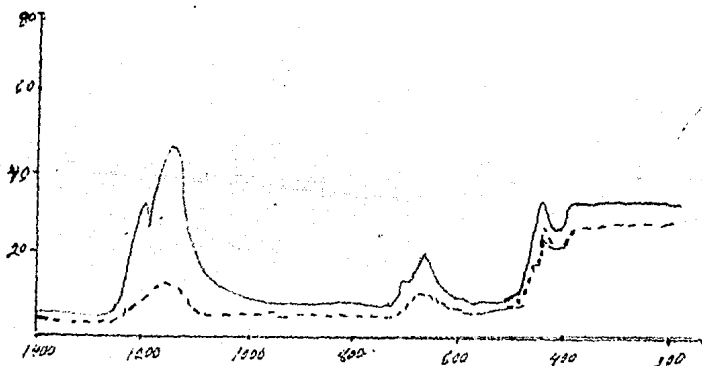
Recordemos los valores que muestran la tabla IV. Lo que concluye que la composición cercana a la región de la superficie de la apatita cerámica, no muestra cambios significativos sobre la exposición de los Tris HCL amortiguador, El Ca/P rayo, no obstante, se diferencia de la hidroxiapatita estandar que son 6,5 talvés: las superficies no corroidas son ya algo de un aumento en la concentración de calcio,

TABLA IV

Tiempo (hrs)	DAC azul			DAC blanco,			DACgris		
	Ca/O	P/O	Ca/P	Ca/O	P/O	Ca/P	Ca/O	P/O	Ca/P
0	1.22	0.14	8.79	1.32	0.15	9.01	1.21	0.18	6.88
1	1.31	0.15	8.75	1.34	0.16	8.59	1.32	0.16	8.01
22	1.35	0.14	9.93	1.35	0.17	7.77	1.35	0.17	8.06
97.5	1.31	0.13	9.85	1.34	0.16	8.31	1.33	0.15	8.75
238.5	1.27	0.17	7.46	1.34	0.17	8.03	1.24	0.14	8.55

Reflección espectroscopica infraroja (IRRS),

La figura siguiente nos muestra dos típicos espectros de la corrosión y la no corrosión DAC superficie azul. Se observan en estos espectros que la estructura de la hidroxiapatita es preservada y no muestra cambios sobre la exposición de la solución fisiológica.

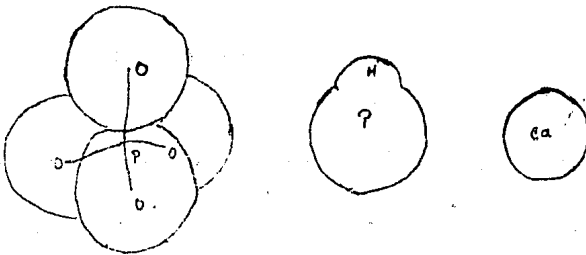


Esta figura gráfica IRRS de la superficie corroída de la hidroxiapatita en la solución fisiológica (Lower Graph) y una superficie no corrosiva de hidroxiapatita (Upper Graph) En vivo; no hay cambios en la superficie estructural de hidroxiapatita, sin embargo, hay cambios en la superficie estructural de hidroxiapatita, sin embargo, hay diferencia en la intensidad de los dos espectros que se observan. (4)

DESCRIPCION DE LA ESTRUCTURA DE LA APATITA

La estructura es siempre iónica, en la cual iones prácticamente incompresibles están en estrecho contacto unos con otros, uniéndolo por fuerzas electrostáticas.

Los iones de fosfato son los más grandes, por lo tanto, ocupan más espacio. Como resultado de esto, la forma en la cual estos iones se acomodan es la característica dominante de la estructura. Si se realiza una simplificación aproximando cada ion fosfato a una esfera en vez de una forma tetrahédrica, entonces el acomodo de estos iones "esféricos" se aproximan a un arreglo hexagonal en estrecha disposición.



Tamaño y formas de los iones PO_4^{3-} , OH_- , y Ca^{2+} .
El ion fluór es un poco menor que el ion hidroxilo.

Disposición hexagonal estrecha de esfera; puede describirse mejor considerando primero la forma en que estas se jun

tan en una hoja, y describiendo después la forma en que estas hojas se sobreponen juntas. En una hoja de esferas de disposición estrecha, cada esfera tiene 6 vecinas cercanas y las hojas tienen depresiones A y B. Pueden agregarse otra hoja de manera que sus esferas encajen en las depresiones B de la primera. Nótese que las depresiones A se encuentran vacías. puede agregarse una hoja más, encajando en las depresiones de la segunda hoja. Hay dos grupos de depresiones en las que puede descansar; las depresiones son verticales sobre los centros de las esferas de la primera capa. Como consecuencia, la tercera y la primera se encuentran una sobre la otra en forma vertical. Ahora pueden agregarse más hojas en esta forma alterna de manera que la segunda, cuarta, sexta, etc., se encuentre de manera vertical una sobre otra y las capas primera, tercera, quinta etc. se desplacen, pero de nuevo están en forma vertical unas sobre otras. Así cada esfera tiene 12 vecinas cercanas equidistantes, 6 dentro de una hoja, y 3 de la hoja superior y 3 de la hoja inferior. (3)

En realidad las distorsiones de la forma exagonal las ocasionan los iones hidroxilo (flúor) y calcio.

ESTUDIOS HISTOLÓGICOS, CLÍNICOS EN LA
CORRECCIÓN DE DEFECTOS PARODONTALES Y
OBSERVACIÓN DE LA BIOCOMPATIBILIDAD DE
LA HIDROXIAPATITA EN HUMANOS.

Estudios recientes han mostrado los efectos de varios materiales de relleno para corregir los defectos parodontales y la compatibilidad del material. Donde los parodontistas han observado que el uso de la hidroxiapatita porosa e indican que clínicamente, el uso de este material es biocompatible reduciendo los procesos inflamatorios, además de reducir la profundidad de la bolsa ósea y ayuda a ganar un buen nivel.

Estos estudios varían en el rango de tiempo en que se elaboraron y de acuerdo a esto se obtuvieron distintos resultados, y número de muestras.

En un reporte subsecuente, de 3 a 6 meses posteriores a la implantación que indicó formación de hueso con el implante poroso. Los autores indicaron que "la naturaleza exacta de la respuesta del tejido a la hidroxiapatita porosa no pudo visualizarse en este estudio puesto que no se obtuvieron

secciones de muestra" (6).

Un estudio "TEM" (microscopio electrónico de transmisión) fue hecho de la respuesta ante un polvo de preparado sintético de hidroxiapatita implantada por 6 y 12 meses respectivamente en lecciones infraoseas, con periodontitis crónica y movilidad dental, en los implantes de 6 meses, aparecieron pequeños cristales de apatita, de tamaño similar a aquellos encontrados en el hueso alveolar adyacente, dando patrones de difracción similares, estos aparecieron en los agregados entre los cristales de hidroxiapatita sintética relativamente grandes (5).

Estos nuevos cristales de apatita llevaron a la matriz amorfa progresivamente desde el centro hacia la periferia de los agregados. Lo más reciente estuvo rodeado por fibroblastos ó por osteoblastos y tejido osteocítico.

En las muestras de 12 meses una matriz ósea colágena calcificada envolvió los agregados cristalinos, típicos osteoclasticos, Algunos osteoclastos contenian vacuolas grandes llanadas con cristales de hidroxiapatita sintética.

De acuerdo con los distintos estudios realizados los pacientes todos dieron su consentimiento para el estudio, todos y cada uno de ellos fueron puestos a evaluación clínica, todos los pacientes gozaban de buena salud y todos recibieron explicación del estudio.

Antes de la cirugía se realizó una terapia cautelosa .--

Esta consistio en instrucciones de higiene, ajuste oclusal y ferulización temporal en caso necesario. (en caso de movilidad clase III). La cirugía fue realizada solo cuando el control de la placa fue de 10 %. Para que así todo tuviera características similares en los estudios sometidos.

PROCEDIMIENTO QUIRURGICO.

Despues de obtener analgesia local se levantan colgajos mucoperiosteos, despues de marcar la ruta del calculo, la lesión fué debridada y se tomaron las medidas apropiadas donde, la lesión infraosea fué cureteada y liberada de tejidos blandos, la superficie radicular adyacente fué raspada y analizada y en el defecto infraoseo fué empaquetada la hidroxapatita sintetica. Los colgajos fueron entonces aproximados y suturados, se aplico aposito quirurgico, y se medicó con antibióticos durante 7 y 10 dias respectivamente, penicilina 250 mg / 4 vces / dia, variando tambien en cada uno de ellos los cuidados posteriores a la cirugía.

Se retiraron los apositos quirurgicos y suturas y en algunos pacientes se les instruyo acerca de la higiene; A otros inicialmente se les realizo la higiene para que no fueran a interferir en el tratamiento, posteriormente se les realizo remoción de placa, semanalmente en el sitio de la cirugía durante los 2 y 3 meses siguientes y posteriormente cada 2 o 4 semanas, tambien, algunos realizaron enjuagues durante los primeros 12 dias, consistentes en 3 enjuague y con un

cepillo en todas las áreas no quirúrgicas, raspados y alisamientos fueron evitados en el área quirúrgica durante este intervalo. En lugar de ello, el paciente fué instruido para limpiar los espacios interdetales y perisurcales de la región con cepillos especiales.

La cicatrización en sitios quirúrgicos fué satisfactoria sin evidencia de inflamación residual atribuible a la presencia de hidroxiapatita. (5,6,7)

OBSERVACIONES CLINICAS.

La profundidad preoperatoria de las bolsas medidas varia ba de 6 a 9 mm y la profundidad intraosea de 2.8 a 10.7 mm; las configuraciones osea eran esencialmente lesiones en 1 o 2 paredes, la movilidad variaba de leve a severa (I a III en clasificación de Miller). Al momento de retirar el bloque, las zonas mostraban bolsas con profundidad de 3 a 5 mm la resorción gingival se presento en todas las zonas y variaba de 0.8 a 2.3 mm; la ganancia clinica fué de 2.0 a 4.2 mm., el patron de movilidad no cambia al tercer mes del periodo postoperatorio pero si un poco al 6° y 12° meses. (6)

En uno de los estudio se observo, que en una de las muestras, presento a los 5 meses inflamación gingival asociada con acumulación de placa; radiograficamente, el defecto angular aparecio completamente lleno, con el implante siendo indistinto y mostrando confluencia con el hueso adyacente. (7)

OBSERVACIONES HISTOLOGICAS.

En uno de los estudios, bajo el microscopio de luz se -- observó: que mostraron concentración de hidroxiapatita - en partículas; en secciones semidelgadas teñidas con azul de toluidina, los agregados de apatita aparecieron densos y tomaron la forma, ya sea de masa sólida ó de masas con una zona central ahuecada, estas ultimas fueron artefactos producidos por el paso de la cuchilla de diamante a través de el material denso no descalsificado.

En microscopio electrónico de transmisión (TEM), cada una de las estructuras homogeneas vistas al microscopio de luz aparecen como una masa oval compuesta de grupos flojos de - cristales de hidroxiapatita densos. Notandose tambien la presencia de algunos fibroblastos y fibrillas colágenas numerosas alrededor de la masa cristalina a los 6 meses.

El tamaño de estos agregados cristalinos fué altamente variable, con un rango de entre 1 a 20 Mm, cuando estos --- agregados fueron difractados, el patrón obtenido y la medida estuvieron de acuerdo con aquellos conocidos para los cristales de apatita. (5)

En
SALA
LA
LA

Los cristales individuales de apatita sintética caracterizado el agregado estuvieron empaquetados flojamente 6 meses después de la colocación del agregado con el defecto; --- Estos finos cristales sintéticos frecuentemente estuvieron una delimitación más o menos hexagonal.

El tejido suave encontrado a los 6 meses alrededor, de los agregados estuvo libre de células inflamatorias. Cristales individuales fueron separados de uno en uno por un estroma orgánico. Usualmente esto tuvo una apariencia amorfa, sin embargo en algunas zonas a los 6 meses se pudieron observar fibrillas de colágena llenando el espacio entre los cristales de hidroxiapatita; Células multinucleadas se observaron en contra de ciertos agregados de hidroxiapatita de 6 meses. Estos tuvieron las características típicas de osteoclastos a una baja ampliación.

Un tejido conectivo fibroso con fibroblastos orientados envolvieron muchos de los agregados en este momento, el tejido estuvo bien vascularizado, aún libre de células inflamatorias, los fibroblastos por sí mismos fueron consistentemente paralelos a la superficie de la masa y directamente adyacentes a los cristales, sin intervenir colágena, fibroblastos individuales desarrollaron un núcleo elongado y pequeñas cantidades de citoplasma dentro del cuál hubieron las clásicas mitocondrias y retículo endoplásmico rugoso, vacuolas heterogéneas parecidas a los lisosomas fueron especial-

mente prominentes en el citoplasma de éstos fibroblastos.

(5)

En la periferia de otros agregados de 6 meses se identificaron células redondas u ovals, las cuales fueron indudablemente osteoblastos, estos tuvieron un aparato de golgi bien desarrollado en yuxtaposición al núcleo, un reticulo endoplasmico prominente, mitocondrias agrupadas y un citoplasma hecho de microfilamentos, entre el osteoblasto y los agregados cristalínicos sintéticos hubo una matriz amorfa - finamente granular, que contenía varias cantidades de fibrillas colágenas con un enrejamiento fibrilar altamente ordenado fueron reminiscentes de osteoide, las fibrillas estriadas por la unidad o mitad estuvieron orientadas hacia la superficie de los agregados cristalínicos en varias formas. Frecuentemente se colocan paralelas a la superficie, menos frecuentemente parecieron una inserción de los cristales - en algunos rectos, no fué raro ver mezcla de la orientación de estas fibrillas en la misma región, no se observaron en este tejido vesículas en la matriz, parecieron ser una cosa en estado más tardío en las secuencia de eventos, fibrillas colágenas fueron evidentes entre los cristales sobre la superficie del agregado y también profundas dentro de la masa, tal penetración intercristalina entre las fibrillas colágenas fué confirmada a través de un estudio de secciones descalcificadas en EDTA. (6)

Ocurrió mineralización en el área de la apatita implantada; La calcificación comenzó al centro de la masa de los cristales sintéticos y movida perifericamente, así, a los 6 meses las zona central de muchos agregados fué mucho más electrodensa que la periferia, cristales densos y pequeños se colocaron entre los cristales sintéticos más grandes en el área central, ahí la evidencia sugiere que los cristales pequeños, primero nucleados sobre la superficie de los cristales sintéticos más grandes, entonces progresivamente llenaron todos los espacios entre los cristales..

Lejos de la región central los espacios entre los cristales grandes de hidroxiapatita estuvieron relativamente libre de cristales minerales naturales pequeños, estuviern entonces lejos, más electrolúcidos; Los patrones de difracción electrónica fueron obtenidos por una masa de cristales sintéticos los cuáles habían sido implantados 6 meses ante la vecindad del hueso alveolar humano, sus distancias reticulares estuvieron de acuerdo con aquellos de la hidroxiapatita. (5)

En el caso de los agregados implantados por 12 meses, el proceso de calcificación el cual había inducido centalmente y se había extendido hacia la periferia, Tales agregados totalmente calcificados estuvieron frecuentemente rodeados -- por un estrato de osteoide con osteoblastos adyacentes, en

otras secciones observamos que el crecimiento cristalino no se había extendido entre el agregado, centros de calcificación múltiples densos y redondeadas pudieron observarse dentro del osteoide, algunos de estos estuvieron en continuidad con una capa delgada de hueso que rodeaba los agregados sintéticos de hidroxiapatita, en otras secciones los centros de calcificación habían emergido habiendo encontrado hueso laminar calcificado en continuidad con los agregados de hidroxiapatita sintética. En estos sitios los cristales pequeños de hueso asociados con matriz colágena, emergieron directamente con los diminutos cristales de apatita natural los cuales permanecieron entre los cristales de apatita sintética más grandes. (6)

Vesículas de matriz no se encontraron asociados con este proceso de calcificación, se encontraron en este hueso los típicos osteocito y sus lagunas, así, trabeculado óseo calcificado, con una matriz colágena altamente ordenada, alrededor de algunos agregados de hidroxiapatita sintética.

Un 2º patrón diferente y mucho menos común de calcificación fue también observado, apareció en la periferia de algunos agregados de hidroxiapatita sintética siendo precedidos por la colocación de osteoide.

En otros estudios se han observado que a los 3 meses mostraron acercamiento por un largo epitelio de unión. Se vio inflamación esencialmente en la región marginal gingival. -

En los sitios del implante las partículas implantadas estaban rodeadas por células de tejido conectivo, no hubo infiltración inflamatoria notoria en estas áreas, con el implante en su periferia, ha habido formación de hueso algunas veces, además la función directa del hueso y la periferia del material fué observada en algunas secciones, con osteogenesis, en la periferia las partículas fueron limitadas, la remodelación crestal se presentó en todas las secciones en este intervalo de tiempo y el cemento de reparación se observó ha nivel de la cresta con una pequeña ganancia incisal.(7).

La respuesta en las muestras a los 6 meses fue similar a la de 3 meses.

Después de un año de la colocación del material, la muestra enseñó acercamiento por adhesión epitelial, hubo osificación evidente del material, las partículas de osificante -- del material no estaban orientadas funcionalmente, pero -- aparecieron como tejido conectivo perdido con mínima infiltración inflamatoria, la cresta ósea demostró sitios de --- unión con partículas de osificantes del material.

La evidencia de inserción y reparación en este espécimen aparentaba el nivel crestal de un espécimen de 3 meses de implantado con foco de proceso resorciivo como un posible componente de regeneración se observó en esos sitios.

Otro estudio muestra en cortes histológicos cambios inflamatorios gingivales.

El tejido oral epitelial era hiperplásico con áreas de ulceración. En este epitelio había muchos leucocitos polimorfonucleares. La superficie de los dientes adyacentes a esta región tenía placa subgingival con placa bacteriana en la superficie.

El tejido conectivo en la parte superficial de la bolsa tenía infiltración inflamatoria compuesta principalmente por células plasmáticas con algunos leucocitos polimorfonucleares, linfocitos y algunos macrófagos. Estas zonas inflamatorias eran más intensas en la región superficial gingival y se extendían apicalmente en forma de punta de lápiz, a manera de infiltración inflamatoria que no progresaba cerca del nivel coronal del implante. (6)

Había, un largo epitelio de unión terminal, había fibras de tejido conectivo rodeado diagonalmente desde el cemento, estas eran continuas fibras que se extienden arriba y dentro de la cresta del implante.

Una fina capa de nuevo cemento se puso en oposición inmediatamente al material implantado y fue encontrado en secciones regionales cubriendo más de la mitad de la bolsa. Este cemento llegó hasta el viejo cemento con evidencia de pequeñas áreas reabsorbidas. La terminación más superficial de este cemento tenía fibras periodontales corriendo oblicua-

mente en dirección coronal, mientras que la porción apical y media tenía fibras insertadas paralelamente a la superficie, además había fibras corriendo desde el cemento hacia el ligamento parodontal y terminaban en el tejido conectivo encapsulado al implante, había cementoblastos en toda la extensión del cemento. (5, 7)

El implante poroso tenía tejido conectivo relleno de todos los poros. En algunas áreas se vio formación de hueso a lo largo del poro, este hueso parecía hueso lamelar con osteocitos y osteoblastos alineados a lo largo de toda la superficie indicando calcificación.

En una región del área tratada, el trabeculado óseo del hueso alveolar señalaba el defecto intraóseo teniendo crecimiento directamente dentro de los poros de hidroxiapatita estos uniendo el implante al hueso adyacente, había osteoclastos multinucleados ocasionales en el implante, estas células estaban próximas al nuevo hueso formando directamente en oposición del implante.

COMENTARIO

El patron de recuperación despues de la debridación quirurgica y la implantación del material de relleno, es similar a otros reportes previos, pero donde no es posible probar que esta regeneración ha tomado lugar, en algun, area sin un estudio de cortes histológicos. los metodos clinicos y evaluaciones radiograficas solo certifican la presencia o ausencia de hueso como material en el defecto pero no pueden demostrar la formación y tampoco de ligamento parodontal --- funcional, o que tanto esta adherido al hueso.

La cementogenesis de regeneración en el parodonto humano siguiendo la implantación con un material de implante sintico, debe ser aclarado que esta area de nuevo cemento solo se encontro en algunos pacientes puesto que en otros no se mostro una obvia cementogénesis.

La orientación de las fibras del parodonto vistas en ambos casos sugiere que ha habido deposición de colageno, pero una orientación funcional de las fibras del parodonto -- corriendo atraves del espacio del ligamento parodontal no se vio, esto puede ser que el agrupamiento de las fibras sucede en un estadio posterior cuando la osificación del im--

plante es completo.

De acuerdo con el presente estudio de hidroxiapatita sintética, muestra claramente que después de 1 año de implantación en áreas de hueso alveolar reabsorbido, se indujo la osteogénesis dentro y en todo alrededor de los agregados; Las primeras reacciones observadas en especímenes implantados a los 6 meses consistieron en una diferenciación de osteoblastos alrededor de los agregados seguido de una deposición de matriz de colágena alrededor y dentro de los agregados.

Hubo inicio de mineralización biológica con la deposición y crecimiento entre los cristales sintéticos de hidroxiapatita, de cristales sintéticos de hidroxiapatita de cristales pequeños, similares en tamaño y forma y distancia reticular a la de los cristales de hueso alveolar.

La respuesta positiva del tejido conectivo que es adyacente a los agregados, es testimonio de la biocompatibilidad de la hidroxiapatita, no se han encontrado evidencias de hienenia, se a observado en ocasiones ligera o ninguna inflamación, la estructura capiral normal, linfocitos y leucocito, mastocitos y células plasmáticas estuvieron ausentes, claro que la hidroxiapatita tiene cambios graduales una vez que ha sido implantada.

Es importamte ubicar a la hidroxiapatita dentro del esquema de materiales utilizados en injertos óseos que se --

clasifican dentro de los materiales de injertos aloplásticos o material de injerto cerámico (materiales extraños al organismo que pueden o buscan provocar respuestas en el hueso similares a las que se obtienen con materiales que provienen del mismo organismo.

Los materiales cerámicos forman sólidos cristalinos con redes tridimensionales con figuras geométricas bien definidas, siendo por lo anterior denso y bien diferenciados. Se sabe que la hidroxiapatita es un material de relleno, el cual no representa un agente de inducción ósea o inductor de la misma, mucho menos se puede relacionar buscando una hipotética reinserción o nueva inserción.

La obtención de la hidroxiapatita sintética es proporcionada de un precipitado muy similar a la natural tomando en cuenta los detalles cristalográficos para obtener una relación directa con las dimensiones naturales.

- (1) ...KRUGER. TRATADO DE CIRUGIABUCAL
- (2) ...EUGENE. BIOQUIMICA DENTAL
- (3) ...WILLIAS. BIOQUIMICA BASICA Y APLICADA
- (4) ...HARRY. HYDROXYLAPATITE IMPLANTANSTS
- (5) ...JOURNAL. 1987 pp 270 - 283
- (6) ...JOURNAL. 1987 pp 689 - 695
- (7) ...JOURNAL. 1987 pp682 - 688

BIBLIOGRAFIA

Dr. GUSTAVO KRUGER. TRATADO DE CIRUGIA BUCAL. CUARTA EDICION.
EDITORIAL INTERAMERICANA. MEXICO D. F. 1978 pp. 375 - 384

EUGENE P. LAZZARI. BIOQUIMICA DENTAL. SEGUNDA EDICION.
EDITORIAL INTERAMERICANA. MEXICO D. F. 1981 pp. 88 - 105

RAD WILLIAS BSA. PHD. BIOQUIMICA BASICA Y APLICADA. TRADUCIDO

Dr. JAIME FLORES, EDITORIAL EL MANUAL MODERNO. MEXICO D. F.
1982 pp 208 - 226. 266 - 271

HARRY DENISSE. HYDROXYLAPATITE IMPLANTANTS. PUBLISHING
HOUSE PICCIN VUOVA LIBRARI SPA PADAU 1985 pp 27 - 36

THE BIOCOMPATIBILITY OF HIDROXYAPATITE INPLANTED IN THE
HUMAN PERIODONTIUM. JOURNAL OF PERIODONTAL RESEARCH 1987;
22: 270 - 283

HISTOLOGIC STUDY OF HEALING OF HUMAN PERIODONTAL DEFECTS
AFTER PLACEMENT OF POROUS HYDROXYLAPATITE IMPLANTS
JOURNAL OF PERIODONTAL 1987 682 - 688

HISTOLOGIC AND CLINICAL RESPONSES TO POROUS HYDROXYLAPATITE
IMPLANTS IN HUMAN PERIODONTAL DEFECTS JOURNAL OF
PERIODONTAL 1987 689 - 695

INDICE

INTRODUCCION.....	1
IMPLANTES O INJERTOS.....	3
HIDROXIAPATITA.....	5
OBSERVACIONES Y ESTUDIOS REALIZADOS POR DIVERSOS INVESTIGADORES.....	8
MINERALIZACION DEL HUESO	11
MECANISMO DE CALCIFICACION.....	13
FORMACION EN VITRO DE FOSFATO DE CALCIO-BASICO	14
LA RESPUESTA DE LA DENSIDAD EN UNA SUPERFICIE DE APATITA CERAMICA EN UN MEDIO FISIOLÓGICO.....	16
DESCRIPCION DE LA ESTRUCTURA DE LA APATITA.....	20
ESTUDIOS HISTOLOGICOS. CLINICOS EN LA CORRECCION DE DEFECTOS PARODONTALES Y OBSERVACION DE LA BIOCOMPATIBILIDAD DE LA HIDROXIAPATITA EN HUMANOS.....	22
PROCEDIMIENTOS QUIRURGICOS	25
OBSERVACIONES CLINICAS	27
OBSERVACIONES HISTOLOGICAS.....	28
COMENTARIO	36
BIBLIOGRAFIA.....	39