

262  
2 ej°



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA  
DE MEXICO**

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

**IMPLANTES DE OSTEOFORMACION  
OSTEOCONDUCCION Y GUIA TISULAR**

**T E S I S A**

Q U E P R E S E N T A  
MARTINEZ CORRAL ELIZABETH  
PARA OBTENER EL TITULO DE:  
CIRUJANO DENTISTA

ASESOR: C.D. ALEJANDRO MUÑOZ CANO

MEXICO, D. F.

1996



**TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN**

**TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN**

*No se  
acepta*



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



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

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

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

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

## AGRADECIMIENTOS

*Esta tesina esta dedicada a mi padre*

*Prof.: Pedro Martínez. Lazcano*

*Agradezco a mi madre por darme la vida.*

*A mis hermanas Martha y Carolina por la confianza que depositaron en mi*

*A mis Tíos: Tere, Ernesto, Melena, Fernando, Juana y Arturo. Por darme amor y cariño*

*A mis primos y sobrinos*

*A mis amigos: Gatica, Andrea, Carlos A, Alex, Guillermo A. Por todos los buenos y malos momento que pasamos juntos.*

*A todos mis profesores de mi vida estudiantil por haberme trasmitido todos sus conocimientos.*

*A los Drs:*

*CD. Alejandro Muñoz Cano por ayudarme a la realización de esta tesina*

*CD. Víctor Manuel Barrios Estrada por su ayuda incondicional durante mi licenciatura*

*CD. Patricia Díaz Coppe por su amistad*

*Y muy en especial a Julius por todo su amor.*

## INTRODUCCION

Denominamos implante al acto quirúrgico que consiste en incluir un cuerpo extraño dentro del organismo.

Así que podríamos decir que el implante es la corrección quirúrgica de los tejidos blandos y óseos de los maxilares, mediante procedimientos de reducción, aumento, injerto o implantación para ayudar a restablecer la función en el paciente afectado.

Es por eso que el estudio de los diferentes materiales tanto de origen natural como sintéticos que sean capaces de sustituir e incluso remplazar funciones de los tejidos y órganos del cuerpo humano, ha dado origen a la ciencia de los biomateriales.

Aunque esta disciplina es todavía muy joven en comparación con otras se ha logrado fabricar materiales cada vez parecidos a los naturales.

Anteriormente los Odontólogos, Cirujanos bucales y Periodoncistas se encontraban con problemas al tener pacientes con pérdida total o parcial de los órganos dentarios, a grandes defectos óseos, problemas parodontales, defectos mandibulares en caso de reconstrucción. Estos problemas se han estado resolviendo gracias a los implantes de osteoconductores, osteoformadores y a la utilización de membranas.

**INDICE**

**CAPITULO I**

|                          |   |
|--------------------------|---|
| -Antecedentes Históricos | 1 |
| -Inmunidad               | 3 |
| -Biotocompatibilidad     | 4 |

**CAPITULO II**

|  |    |
|--|----|
| -Hidroxiapatita (HA)                                     | 5  |
| -El uso de la HA porosa "Interpore-200" como biomaterial | 8  |
| a)Replicas de forma de vida ("Remplaminaformas")         | 8  |
| b)Interconectividad y proliferación ósea penetrante      | 10 |
| c)Aplicaciones en Odontología                            | 11 |
| d)Biodegradación con el tiempo                           | 12 |
| c)Resumen  | 13 |

**CAPITULO III**

|   |    |
|---|----|
| -Fosfato de calcio (TCP) como biomaterial               | 15 |
| a)Propiedades biomecánicas de fosfato de calcio         | 15 |
| b)Propiedades mecánicas                                 | 15 |
| -Perfil biológico de las cerámicas de fosfato de calcio | 16 |
| a)Reacción biológica                                    | 16 |
| b)Adhesión al hueso                                     | 16 |
| c)Osteosíntesis   | 17 |
| d)Tejidos blandos y encía                               | 17 |
| -Fosfato de calcio bioresorbibles                       | 18 |

## CAPITULO IV

|  |    |
|--|----|
| -Reparación de defectos óseos y cicatrización                  | 19 |
| -Xenoinjertos  | 20 |
| -Autoinjertos  | 20 |
| a) Astilla de hueso cortical                                   | 20 |
| b) Coágulo óseo  | 21 |
| c) Mezcla ósea   | 21 |
| d) Hueso esponjoso y médula intraoral                          | 22 |
| e) Hueso esponjoso y médula extraoral                          | 23 |
| -Alloinjertos  | 24 |
| a) Alloinjertos de hueso desecado por congelación              | 24 |
| b) Alloinjertos congelados de cresta ilíaca                    | 25 |
| -Injertos aloplásticos   | 25 |
| -Ventajas de los injertos óseos                                | 25 |
| a) Ventajas generales aplicables a todos los injertos óseos    | 25 |
| b) Ventajas aplicables a materiales de injertos específicos    | 26 |
| -Desventajas de los injertos óseos                             | 27 |
| a) Desventajas aplicables a todos los injertos óseos           | 27 |
| b) Desventajas aplicables a materiales específicos del injerto | 28 |

## CAPITULO V

|   |    |
|---|----|
| -Consideraciones restaurativas                          | 30 |
| -Clasificación de los defectos intraóseos periodontales | 30 |
| -Técnicas del injerto óseo                              | 31 |
| -Cuadro estadístico                                     | 34 |

## CAPITULO VI

- Crecimiento óseo alrededor del implante dental 35
- Reacción inicial entre los implantes dentales 35

## CAPITULO VII

- Guía de regeneración tisular usando malla periodontal de vicryl38
- Técnica de regeneración guiada del tejido (Gore-Tex) 40

## CAPITULO VIII

- Presentaciones comerciales
- Hidroxiapatita (no absorbible) 41
- Hidroxiapatita absorbible 42
- Hueso en gránulos 43
- Membrana de vicryl absorbible 44

**CAPITULO I**

## ANTECEDENTES HISTORICOS

A lo largo de la historia, los hombres han intentado reemplazar tejidos destruidos o enfermos, con sustancias naturales o sintéticas. Relatos, confirmados señalan el uso de dientes extraídos, productos de manera, roca ígneas, marfil, hueso seco, oro, alambres de oro, aleaciones de plata y otras sustancias para aplicaciones dentales y medicas. Uno de los primeros sustitutos de raíces de dientes o implantes, utilizados por los egipcios para reemplazar dientes perdidos, muestra señales de desgaste por uso funcional.

Para establecer una clasificación de la introducción de materiales para aplicaciones médicas y dentales, Ludwig se basa en la descripción cronológica de tres épocas que serían: antes de 1870 (I) de 1870 a 1925 (II) y la más moderna, que abarcaría de 1925 al presente (III). El periodo I corresponde a la era anterior de las técnicas antisépticas el II transcurrió durante el logro de muchos avances tecnológicos en materiales y el III representa la evolución de la tecnología de los "biomateriales".<sup>9</sup>

En 1889 Senn reporto el uso de hueso bovino descalcificado con ácido muriático, para relleno de defectos óseos.

En 1920 Albe utilizo TCP(fosfato tricalcico).<sup>2</sup>

Los primeros estudios clínicos de HA fueron desarrollados en los años 70 en la Universidad de Louisiana, EUA, utilizándola como sustituto de hueso autógeno, evitando así la cirugía para obtener hueso del propio paciente para injertarlo en determinada región anatómica.<sup>9</sup>

A principios de 1970, en Pennsylvania State University se elaboró un proceso que utilizaba la microestructura de los invertebrados marinos como un modelo o planilla para fabricar estructuras porosas con otros materiales. Estos materiales porosos fueron llamados "replaminaformas".<sup>15</sup>

En este cuadro se muestra los diferentes materiales que se han utilizado a través de la Historia :

| Fecha.   | Referencia                                | Sustancia                                |
|----------|---|--|
| A. de C. | Registros arqueológicos de china y Egipto | Reemplazo de dientes con piedra y marfil |
| 1565     | Peronio                                   | Oro                                      |
| 1666     | Fabricio                                  | Oro y marfil                             |
| 1765     | Pujol                                     | Latón                                    |
| 1827     | Rodgers                                   | Plata                                    |
| 1829     | Levert                                    | Platino                                  |
| 1860     | Lister                                    | Asépticas                                |
| 1902     | Lambotle                                  | Tantalio                                 |
| 1912     | Sherman                                   | Acero inoxidable                         |
| 1936     | Venable                                   | Aleaciones de cobalto                    |
| 1937     |   | Polimetilmetacrilato                     |
| 1951     | Leventhal                                 | Titanio                                  |
| 1962     | Smith                                     | Cerámica de óxido de aluminio            |
| 1960     |   | Grafito, carbón vítreo y pirolítico      |
| 1970     |   | Fosfatos tricálcicos e hidroxiapatitas.  |

## INMUNIDAD

Es la capacidad del organismo ante una respuesta inmunológica de no ser susceptible a las lesiones o infecciones.

Las respuestas inmunológicas no están restringidas a la protección contra las enfermedades infecciosas, sino que pueden abarcar respuestas que son dañinas para el individuo. Las respuestas del sistema inmune se deben a las células del tejido linfóide, que tiene funciones especializadas, ya que reconocen materiales extraños y responden neutralizándolos o destruyéndolos. Estos materiales extraños se denominan antígenos y son por lo regular son proteínas o hidratos de carbono que difieren de aquellos del huésped, tanto desde el punto de vista químico como estructural. Los antígenos pueden ser componentes de bacteria, virus, hongos, tejidos extraños y subproductos bacterianos o eritrocitos extraños y órganos ajenos.

La respuesta inmunológica puede involucrar anticuerpos que son secretados hacia la sangre (inmunidad humoral) o estructuras semejantes a anticuerpos insertadas en la membrana superficial de las células.<sup>14</sup>

## BIOCOMPATIBILIDAD

William definió como biocompatibilidad: "la capacidad de un material para desempeñarse como respuesta apropiada del huésped en una aplicación no específica que el material deba ser necesariamente inerte en el entorno del huésped.<sup>6</sup>

La principal propiedad de un material biocompatible es su capacidad de retener su función mientras no afecta de manera adversa el tejido vivo. La estabilidad del material debe ser tal que no se degradará en tal medida que no cumple ya el objetivo primario de remplazar o aumentar la estructura viva. El material tampoco debe degradarse de tal suerte que permita la salida de químicos hacia el sistema libre de partículas que resultarían deletéreas para funcionamiento del organismo. Aun un material completamente inerte causa importante respuesta en el huésped si se desgasta en tal forma que libera partículas menores de 60 micrómetros.

La biocompatibilidad de un material debe estar estrechamente relacionada con su función.

La biocompatibilidad de un material no vivo dentro del organismo, es aquel que no destruya a los tejidos adyacentes, que no provoque reacciones inflamatorias mayores a las normales en una intervención quirúrgica y que no intervengan en los procesos de la reparación ósea y fibrosa.

Los resultados obtenidos en la implantación de la HA en vivo en diferentes animales se ha demostrado ausencia de toxicidad local o sistémica no provocando respuesta a cuerpo extraño

**CAPITULO II**

## HIDROXIAPATITA (HA)

La hidroxiapatita (HA) ( $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ) es un material cerámico formado por fosfato cálcico, sumamente biocompatible y osteoconductor que proporciona una matriz permanente, no reabsorbible, para el depósito de tejido fibroso y óseo. Es un componente mineral natural de los tejidos duros de los vertebrados, constituyendo del 60 y 70% del hueso.

Su obtención industrial comienza con una solución acuosa de los componentes químicos de la misma sometida posteriormente a presiones elevadas (10 a 20,00 psi) y a continuación a un proceso de función a temperaturas de 1.00 a 1.3000 °C, llamado la aglomeración de sintetización. La HA considerada como cerámicas policristalina, puede ser obtenida en dos formas:

a) **Densa**, constituida por cristales individuales de fosfato de calcio, funcionados entre sí por medio del proceso de aglomeración.

b) **Porosa**, la cual puede obtenerse por tres métodos:

- 1.- Sublimación del neftaleno.
- 2.- Descomposición del peróxido de hidrógeno.
- 3.- Proceso de réplica de formas de vida ("replaminaformas").

Las propiedades físicas que debe de tener la HA es la resistencia a la compresión y a la atracción; al igual que al fosfato de calcio son los siguientes:

|                | resistencia a la<br>compresión | resistencia a la<br>tracción |
|----------------|--------------------------------|------------------------------|
| <b>Porosos</b> | 1-10                           | 0,4                          |
| <b>Densos</b>  | 30-130                         | 10-28                        |

Sin embargo, estos materiales son quebradizos. Se obtiene una mayor resistencia con los materiales densos en forma de partículas los cuales, tras

su implantación se rodean de hueso neoformado lo que confiere una mayor resistencia al material implantado.<sup>2</sup>

Este material carece de toxicidad local o general y no provoca reacción inflamatoria o de cuerpo extraño, lo que se atribuye a la presencia en su composición de iones fosfato y calcio, componentes habituales de los tejidos duros de los vertebrados.

Cuando la HA es colocada en contacto con hueso, no se deposita entre ambos tejidos fibroso sino que se adhiere por un mecanismo de cementación normal.

La HA no posee actividad osteogénica, pues no induce la formación de hueso en lugares en los que éste normalmente no existe (músculo), ni tampoco estimula un crecimiento óseo más rápido. Sin embargo, proporciona una matriz física idónea para que se deposite nuevo hueso, orientando además la proliferación del mismo hacia zonas que, de otra manera, éste no hubiera ocupado. Por tanto, la HA se presenta en el mercado en dos formas: Gránulos o partículas, con un diámetro de 425 a 100  $\mu\text{m}$ , y bloques densos o porosos. Con respecto a la HA porosa la incorporación del hueso a la misma presenta algunas peculiaridades.

La HA es también perfectamente tolerada por los tejidos blandos, donde suele rodeada por una cápsula de tejido fibroso. Se ha podido comprobar que el epitelio gingival se adhiere a la superficie de los implantes de HA y que esta adherencia tiene el mismo aspecto que el epitelio de la interfase epitelial-diente natural.

Sus mayores aplicaciones han sido para aumentar el proceso alveolar en pacientes edéntulos, quienes han perdido todo el soporte óseo. En parodontia su utilidad radica en colocarla en forma de pequeños gránulos sobre defectos óseos parodontales, el índice de éxito en este renglón es considerablemente alto.

En cirugía oral su empleo es constante y variado, en la remoción de lesiones patológicas intraóseas que originan grandes defectos óseos estos son llenados con HA evitando así grandes hematomas y espacios muertos que generaban infecciones graves.

En la exodoncia tradicional se evita la indeseable absorción ósea alveolar colocando pequeños conos de HA sobre el alvéolo vacío.

En cirugía ortognática se han creado pequeños bloques de HA que son empleados como implantes en sitios claves de osteotomías para estabilizar los segmentos y aumentar algunas zonas específicas (mentón, pómulos).<sup>12</sup>

## EL USO DE LA HA POROSA "INTERPORE 200" COMO BIOMATERIAL

Los científicos de los biomateriales empezaron a reconocer la importancia de la porosidad en los materiales.

Se observó entonces que al permitir la proliferación penetrante de los tejidos en los implantes, el grado de encapsulación disminuía. Investigaciones anteriores mostraron que algunos parámetros físicos de la porosidad influían en el tipo de tejido y el índice de proliferación penetrante. Así se encontró que el grado de interconectividad y el tamaño dominal de los poros eran factores críticos que determinan el logro o el fracaso del implante; una interconexión máxima hacía más fácil la proliferación penetrante.

Los primeros estudios señalan que poros con diámetros con menos de 10 $\mu$ m impiden el crecimiento hacia dentro de las células; los de 15 a 50 $\mu$ m estimulan la proliferación fibrovascular; los de 50 a 150 $\mu$ m propician la formación osteoide y los mayores de 150 $\mu$ m facilitan la proliferación penetrante de hueso mineralizado.

El requisito de estas observaciones era que el implante debía colocarse en contacto con el hueso viable. De hecho, la presencia de hueso dentro del implante era considerada como una prueba presuntiva de propiedades "osteoconductoras", es decir, de la capacidad del hueso para crecer y penetrar en una estructura porosa cuando esta era colocada en la proximidad del hueso. En cambio si se forma hueso cuando el implante es colocado dentro de tejidos blandos, se dice que el implante posee propiedades "otecoinductoras", es decir, que es posible estimular la formación de hueso en un ambiente donde normalmente no existe.

**Replicas de forma de vida ("Remplaminaformas"):** una respuesta natural.

La investigación, el desarrollo y la fabricación de implantes sintéticos

con las propiedades físicas indispensables para estimular el crecimiento del hueso no dieron resultados satisfactorios; y, al no encontrar la solución en los materiales sintéticos, los investigadores la buscaron en la naturaleza y fueron ampliamente recompensados.

Algunos invertebrados marinos secretan un armazón o esqueleto de carbonato de calcio con poros interconectados. Los corales y equinoideos son las clases más representativas de este grupo de animales. El valor de algunos de estos invertebrados marinos reside en su microestructura tridimensional uniforme y totalmente permeable.

Las características de la porosidad ostentadas por los invertebrados marinos dependen del género y de la especie. Entre las especies, el diámetro promedio de los poros puede ser de diferentes órdenes de magnitud. Entre los miembros de una misma especie, los tamaños de los poros son uniformes, lo cual también es importante, ya que una identificación taxonómica exacta podrá asegurar así la constancia en el tamaño de los poros.

Para las diferentes indicaciones, es necesario disponer de una gama de poros de varios tamaños. La gama requerida para el espectro de los dispositivos porosos implantables se ha encontrado en las estructuras marinas naturales; así, fueron identificadas algunas especies cuyos poros tienen diámetros que fluctúan entre 10  $\mu\text{m}$  y 800  $\mu\text{m}$ .

Las primeras investigaciones realizadas en la Pennsylvania State University identificaron dos tipos especies de corales que tenían pros de tamaño óptimo para la conversión a hidroxiapatita y uso subsiguiente como sustituto óseo. En algunos corales del género *Porites* el diámetro promedio de los poros es aproximadamente de 200  $\mu\text{m}$ ; estos corales son utilizados para elaborar una hidroxiapatita porosa morfológica idéntica. El nombre comercial del producto es Interpore-200. Así mismo algunos miembros de la familia *geniopora* tiene poros de 500  $\mu\text{m}$  de diámetro y la hidroxiapatita resultante lleva el nombre de Interpore-500  $\mu\text{m}$ . En algunas publicaciones, la hidroxiapatita se encuentra también bajo el nombre de hidroxiapatita coralina e hidroxiapatita replaminaforma.

Los procedimientos para fabricar este tipo de hidroxiapatita son cuidadosamente controlados. Antes de recolectar los corales de sus arrecifes, son identificados desde el punto de vista taxonómico.

Algunas especies conocidas como "plagas de corales" en el Pacífico Sur, son un extremo abundante y deben eliminarse sistemáticamente de los puertos de rutas marinas. 15

### **Interconectividad y Proliferación Osea Penetrante**

El desempeño de Interpore-200 e Interpore-500 ha sido evaluado en animales y en clínica para diferenciar subespecialidades quirúrgicas como cirugía bucal, parodoncia, cirugía ortognática, cirugía craneofacial y cirugía ortopédica. Quedo perfectamente establecido el valor establecido el valor de esta biomatriz natural como sustituto del tejido óseo.

Es de importancia decida una interconectividad cabal para el desempeño de los implantes porosos la interconexión es indispensable porque constricciones entre poros y bolsas aisladas o fondos de saco limitante el aporte vascular a los tejidos que están proliferados. La isquemia de estas células acaba siempre en el fracaso del implante. En el Interpore-200 e Interpore-500 la interconectividad obedece a leyes del coral, que aseguran esta propiedad de la hidroxiapatita convertida.

La biocompatibilidad de Interpore-200 e Interpore-500 ha sido confirmada en estudios experimentales con animales. Cuando estos materiales se colocan en cultivos tisulares de tejido conectivo o de hueso, la reacción de los tejidos es benigna, sin células inflamatorias. Es posible que esta ausencia de la inflamación se deba a la similitud entre la hidroxiapatita de Interpore y la del hueso.

Otro factor que contribuye a la biocompatibilidad del Interpore es la topografía superficial de su estructura porosa. A diferencia de las partículas

de forma irregular de la hidroxiapatita no porosa, en el material poroso no hay bordes agudos que podrían producir reacción inflamatoria.

Se estudiaron secuelas biológicas, consecutivas a la implantación de Interpore-200 e Interpore-500 en defectos óseos, utilizando modelos animales. Como se considera que el implante podría ser un procedimiento alternativo al del injerto óseo tomado del paciente, es importante e instructivo comparar los procesos de remodelación de ambos. La remodelación del hueso autólogo, específicamente del hueso cortical, ocurre mediante el proceso de "*sustitución por desplazamiento*". Aunque en este proceso observa la resorción y regeneración de las osteonas, el hueso de las laminas intersticiales permanece no viable.

Holmes sugiere en sus trabajos que la microestructura de Interpore-200 es parecida a la organización del hueso "evaluado" por las osteonas, lo cual explicaría la rápida neovascularización e incorporación del hueso al implante. La proliferación del tejido fibrovascular ocurre a lo largo de todo el implante en una a dos semanas. Luego estas células sufren una transformación (metaplasia) que desemboca ya sea en hueso inmaduro, entretejido al cabo de seis a ocho semanas, o en hueso maduro, lamelar al cabo de tres a seis meses

### Aplicaciones en Odontología

El Interpore-200 ha sido evaluado como implante para aumento del borde alveolar, reconstrucciones en parodencia y ortognáticas.

El implante se encuentra en el mercado en dos formas: como gránulos y como bloques. Los gránulos o partículas de diámetros entre 425 y 600µm están indicados para aplicaciones periodontales y los de diámetros más grandes (425 a 1,000µm) son recomendados para aplicaciones quirúrgicas bucales. Cabe señalar que estas cifras corresponden a diámetros globales de los gránulos no a los tamaños de los poros. Los gránulos deben funcionar como implante funcional antoldable que se adapta pasivamente a las

configuraciones anatómicas; al intercruzarse las partículas se engranan una con otra. Se supone que esta interdigitación ayuda a mantener la forma deseada del implante y disminuye la migración de los gránulos desde el sitio de implantación.

Los bloques de Interpore-200 tienen aplicaciones múltiples como incrustaciones e injertos interposicionales. La hidroxiapatita porosa puede ser modelada fácilmente con fresa dental o bisturí para obtener la forma indicada.

### **Biodegradación con el tiempo**

El uso clínico a gran escala de injertos óseos en el borde alveolar y para algunas reconstrucciones ortográficas se ha detenido por el problema tan conocido de la resorción. Algunos dentistas sostienen que un implante permanente que no se reabsorbe proporciona el mantenimiento a largo plazo del aumento del reborde y, por lo tanto, vencerá el problema de la resorción.

Sin embargo, los implantes permanentes pueden ser vulnerables a infección o a extrusión debido a falta de biocompatibilidad química o biomecánica o bien a proliferación celular incompleta.

Lo ideal sería un implante poroso, interconectado, que estaría invadido por hueso y que luego sufriría una resorción lenta con remplazo por hueso más regenerado. Varios estudios han confirmado que el Interpore-200 se desempeña de esta manera al sufrir, con el tiempo, una biodegradación parcial en respuesta a las fuerzas químicas y biomecánicas que influyen en la remodelación normal del hueso.

El proceso de biodegradación de Interpore-200 se realiza por medio de una combinación de resorción, efectuada por los osteoblastos, y de una disolución química. En cambio la degradación del fosfato tricálcico se debe principalmente a la fragmentación y disolución química. La disolución

química ocurre más rápida y completa con el fosfato tricálcico que con la hidroxiapatita debido a diferencias en el tamaño de los cristaliticos y a la

estequiometría. Por lo tanto, desde el punto de vista químico, será menos estable en los líquidos biológicos. Algunos estudios señalan que una degradación demasiado rápida puede inhibir la regeneración del hueso en todo el implante.

Aunque sí ocurre disolución química con la hidroxiapatita, es más lenta. El índice relativamente mas relevado de biodegradación de Interpore-200, en comparación con el de la hidroxiapatita porosa es, indudablemente, consecuencia de su mayor área superficial producto de su porosidad interconectada y estructuras microcristalina. La HA no porosa no sufre resorción según las afirmaciones de algunos fabricantes. Sin embargo, tales afirmaciones son dudosas, puesto que estos materiales no porosos no han sido evaluados de manera crítica utilizando la tecnología avanzada del análisis de imágenes que ha caracterizado los estudios de Interpore-200. Además estudios de disolución química han demostrado que todas las hidroxiapatitas sufren disolución química y que sólo es cuestión de grado.

### Resumiendo

Interpore-200 es el producto de 11 años de investigación continua y elaboración comercial. Este producto ha sido estudiado por 25 centros de investigación en diferentes condiciones de implantación (en animales y en seres humanos) para aumentos del borde alveolar, parodoncia y reconstrucciones ortognáticas. Las características biomateriales de Interpore-200 son las siguientes:

- 1.- Interpore-200 posee una porosidad tridimensional sumamente interconectada que es uniforme y constante.
- 2.- La hidroxiapatita fabricada a partir de los corales marinos es biocompatible y no tóxica.

3.- Básicamente, Interpore-200 es una HA pura completada con fosfato tricálcico.

4.- Interpore-200 es 55 a 65% poroso y el diámetro nominal de los poros es de 200µm.

5.- A diferencia de los materiales no porosos, Interpore-200 es osteoconductor y, cuando se coloca en contacto con hueso viable, da lugar a un "frente de hueso" que avanza hasta dentro del implante. De 50 a 80% de la porosidad dentro del implante se llena con hueso lamelar y entretejido al cabo de tres meses. Además, las superficies de Interpore-200 están estrechamente unidas con el tejido óseo.

6.- Las propiedades biomecánicas de los bloques de Interpore-200 son similares a las de un injerto de hueso esponjoso. Una vez llenado con el tejido óseo vascularizado proliferante, el sitio del defecto queda restaurado. Interpore-200 equipara de manera conveniente las propiedades elásticas del hueso de tal suerte que los esfuerzos necesarios para mantener un hueso saludable son transmitidos a lo largo de todo el hueso regenerado.

7.- Numerosos estudios clínicos y en animales han demostrado que los implantes no porosos o implantes sin porosidad interconectada puede generar mineralización aberrante, protección contra los esfuerzos, baja resistencia y desplazamiento de la masa. La HA con porosidad interconectada, como Interpore-200, no reacciona de la misma manera que los materiales con porosidad limitada o inexistente.

8.- En los animales, la biodegradación de Interpore-200 fluctúa entre 0 y 5% al año. Además, esta biodegradación mínima es compensada por la regeneración del hueso;

9.- Interpore-200 y el hueso que ha ido penetrándolo son remodelados como una reacción a las mismas fuerzas químicas y biomecánicas que remodelan el hueso normal. Por tanto Interpore-200 responde según lo establecido por la ley de Wolff.<sup>15</sup>

**CAPITULO III**

## FOSFATO DE CALCIO (TCP) COMO BIOMATERIAL

Los resultados de 10 años de investigación han confirmado que los biomateriales de cerámica de fosfato de calcio eran seguros y eficaces .

Desde el punto de vista químico (TCP) , es similar a la HA pero no es un componente natural del mineral óseo; es parcialmente para la reparación de sitios no patológicos donde es de esperar que ocurra la resorción del material conveniente para la resorción del material implantado con la concomitante sustitución por hueso.

### Propiedades de las biocerámicas de fosfato de calcio

El método más común para preparar cerámicas de fosfato de calcio, tanto de HA como de TCP [ $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ ], empieza con el uso de polvos químicos que fueron preparados en solución acuosa para someterlos luego a presiones elevadas (10 a 20,000 psi) de compresión y después a un proceso de fusión a temperaturas elevadas (1,000 a 1,300 °C) llamados de aglomeración (sintetización). La técnica tanto acuosa como térmica de los fosfatos de calcio es sumamente compleja. Por lo tanto, si no se utilizan reactivos de alta calidad preparados con todos los cuidados y procedimientos rigurosamente estandarizados se obtendrán productos finales de fosfato de calcio, con propiedades imprevisibles e imposibles de reproducir, en especial en lo que se refiere a la capacidad de biorresorción.

### Propiedades mecánicas

Aunque la resistencia a la compresión de las cerámicas de fosfato de calcio denso sea considerable, está, como el esmalte dental, son materiales quebradizos, lo cual limita su empleo para determinar las aplicaciones clínicas. Por lo tanto, no conviene utilizarlas en situaciones donde serán

sometidos a cargas y donde el implante deberá aguantar fuerzas considerables de flexión o de torsión.

Para evitar los problemas creados por esta fragilidad, se recomienda emplear cerámicas de fosfato de calcio formadas por partículas. En efecto estas partículas, al ser implantadas, son rodeadas por el hueso de reparación, por lo tanto, confiere resistencia y durabilidad al implante.

Los biomateriales de fosfato de calcio poroso son mucho más débiles que los densos y sus resistencias a la compresión y tracción son parecidas a las del hueso esponjoso. El criterio biomecánico para emplearlos se basa en la esperanza de que la penetración del tejido óseo en los poros aumenta la resistencia de dichos materiales.

## PERFIL BIOLOGICO DE LAS CERAMICAS DE FOSFATO DE CALCIO

### Reacción biológica.

Los biomateriales de fosfato de calcio son quizá las sustancias sintéticas más biocompatibles conocidas hasta ahora para usarse como implantaciones en tejidos duros. En efecto estos materiales no presentan toxicidad local o general, no provocan reacción inflamatorias o de cuerpo extraño, desde el punto de vista funcional puede integrarse al tejido óseo sin encapsulación con tejido fibroso y sin causar modificaciones en los procesos normales de mineralización ósea. Además son capaces de adherirse fuertemente al hueso por medio de mecanismos de cementación ósea, aparentemente naturales.

### Adhesión al hueso

Uno de los rasgos más destacados de los fosfatos de calcio en su capacidad para adherirse fuertemente al tejido óseo. Este fenómeno de

adhesión ha sido observado en investigaciones que utilizan diferentes tipos de animales. Estos estudios han demostrado que es imposible desprender o separar un implante de fosfato de calcio del hueso adjunto, sin fracturar el implante o el hueso; pero a nivel de la interfase hueso-implante, estas fracturas son poco frecuentes.

Básicamente, el área de adherencia puede describirse como una zona estrecha (de unos 500 a 2,000 Å) entre el implante de fosfato de calcio y el hueso que lo rodea; esta región contiene una sustancia fundamental, está fuertemente mineralizada y carece en gran parte de fibrillas colágenas. Así pues, la consistencia de la zona de unión es muy parecida, y quizá idéntica, a la sustancia ósea natural de cementación que ha sido caracterizada de manera similar.

### **Osteosíntesis**

El fosfato de calcio no son osteogénicos porque no inducen la formación de hueso en sitios ectónicos, ni tampoco estimulan un crecimiento óseo más rápido en los sitios de implante en el hueso. Sin embargo proporcionan una matriz física idónea para que se deposite hueso nuevo extienda su crecimiento hacia zonas que de otra manera no hubiera ocupado nunca. Por tanto, a menudo se aplican los términos de osteoconductores y osteofílicos a los biomateriales de fosfato de calcio.

### **Tejidos blandos y encía**

Los biomateriales de fosfato de calcio son también perfectamente tolerados por los tejidos blandos, donde suele quedar rodeados por una cápsula de tejido fibroso quiescente. Investigaciones más recientes se han ocupado de las características ultraestructurales de la interfase cerámica-tejidos blandos. Este enfoque está relacionado con la importancia clínica de la interfase en varias situaciones, por ejemplo, el uso de implantes transmucósicos compuestos por, o recubiertos con cerámica de fosfato de calcio. En estos

casos, es indispensable obtener un sellado seguro del epitelio gingival alrededor del implante, a fin de reducir el riesgo de infección y colapso del mismo.

### **Fosfatos de calcio bioresorbibles**

Aunque todavía no se ha acreditado totalmente cuales son los factores que rigen la biorresorción de los biomateriales de fosfato de calcio, factores como composición química y porosidad de un fosfato de calcio particular parecen desempeñar un papel muy importante. Se considera que la biorresorción puede ser el resultado de una disolución química en los líquidos biológicos y también de procesos celulares como la fagocitosis. La HA se disuelve mucho antes que el TCP en diferentes líquidos. Por ejemplo, al comparar preparaciones de TCP y HA puras, densas y de microestructuras similar, el TCP se disolvía 12.3 y 22.3 veces más pronto, respectivamente, en soluciones ácidas y básicas. Por consiguiente, los biomateriales de TCP tienden a ser bioresorbibles por lo menos en parte, en tanto que los materiales de HA son, por lo general, no bioresorbibles, aún durante periodos de muchos años. El área superficial de las cerámicas de fosfato de calcio es también, un factor importante en la determinación del índice de biorresorción. Las cerámicas de densidad elevada poseen un área superficial mucho menor que las cerámicas porosas y, por tanto, su tendencia a sufrir resorción será menor, si son compuesta ya sea por HA, TCP o una combinación de ambos.

**CAPITULO IV**

## REPARACION DE DEFECTOS ÓSEOS Y CICATRIZACION

Se define al defecto óseo como cualquier espacio o en cerca del hueso que finalmente necesita rellenarlo con hueso nuevo.

Esta definición incluye áreas por rellenarse en bolsas periodontales, alrededor de los implantes, en cavidades luego de intervenciones quirúrgicas o enfermedades y en cirugía ortognática. Los cuatro métodos principales para rellenar defectos se catalogan como procedimientos de injerto óseo:

1.- **Xenoinertos:** El donador del injerto pertenece a una especie diferente al huésped:

Boplante

Os purum

Hueso hervido

Hueso no orgánico

Hueso de Kiel

2.- **Aloinjertos:** Al donador de la misma especie, pero posee genes diferentes.

Hueso desecado por congelación

Hueso iliaco y médula ósea congelados

Hueso iliaco esterilizado

Hueso descalcificado desecado por congelación

Aloinjertos con merthiolate

3.- **Autoinjertos:** El injerto es un trasplante de un área a otra en un mismo individuo.

Costilla de hueso cortical

Coágulo óseo

Mezcla ósea

Hueso esponjoso y médula intraoral, extraoral fresco, congelado.

4.- **Injertos aloplásticos:** Injertos de materiales sintéticos inertes, que en ocasiones se denomina material de implantación.

## **XENOINJERTOS**

Los xenoinjertos por lo general no son aceptables para humanos debido a la probabilidad de complicaciones inmunológicas adversas. El boplante (hueso de becerro extraído como un detergente) fue retirado del mercado debido al rechazo y fracaso rutinarios. El os purum (hueso de buey tratado con hidróxido de potasio, acetona y solución salina) y el hueso de res hervido ya no se utilizan debido a sus resultados menos que satisfactorios. El hueso no orgánico (hueso de buey tratado con EDTA y esterilizado en autoclave) provoca extenso secuestro de partículas del injerto. El hueso de Kiel (hueso de buey o hueso de becerro desnaturalizado con peróxido de hidrógeno, desecado con acetona y esterilizado con dióxido de etileno) puede representar una promesa futura.

## **AUTOINJERTOS**

### **Astilla de hueso cortical**

La astilla de hueso autógeno se devasta de hueso cortical obtenido por procedimientos de osteoplastia y osteotomía de sitios dentro del área quirúrgica. Las astillas del hueso cortical se han utilizado con éxito para efectuar un incremento coronal en la altura del hueso en los defectos intraóseos que primariamente eran de una a dos paredes y no tratables por otros métodos de terapéutica. El remplazo completo de este tipo de autoinjertos con hueso nuevo, vital, ha sido demostrado por evaluación histológica realizada 57 meses después de la operación. Sin embargo, estas castillas de hueso cortical, relativamente grandes, han sido reemplazados por coágulo ósea y por técnicas de mezcla ósea.

### Coágulo óseo.

La razón para que el desarrollo de la técnica del coágulo óseo es: mientras más pequeño sea el tamaño de la partícula del hueso donado, más segura es su resorción y remplazo con el hueso del huésped y los fragmentos mineralizados pueden inducir la formación de hueso nuevo. Subsecuentemente se demostró que astillas delgadas de hueso de 100µm, como se encuentran en la técnica del coágulo óseo, proporcionan actividad osteogénica más pronto y mayor que las partículas 10 veces más grandes.

El polvo óseo cuando se recubre con la sangre del paciente, se convierte en coágulo. Puede emplearse cualquier sitio donador intraoral como fuente del coágulo óseo y por lo general los sitios que requieren corrección ósea, como las exostosis a los bordes óseos gruesos son los que se emplean. El coágulo óseo es colectado con una cureta en forma de cuchara e inmediatamente transferido al defecto óseo. El reciente desarrollo de una unidad con filtro desechable o una línea de succión con filtro permite una recolección más eficaz del material de este injerto.

### Mezcla ósea

La técnica de la mezcla ósea fue diseñada para eliminar algunas de las características limitantes de la técnica del coágulo óseo. Estas limitaciones incluían: mala visibilidad quirúrgica debido a la imposibilidad de aspirar durante el proceso de recolección, cantidad y calidad desconocida de los fragmentos colectados del hueso, dificultad en la transferencia del coágulo óseo debido a su fluidez y pérdida posible del material cuando se requiere aspiración. En la técnica de mezcla ósea, hueso cortical y/o esponjoso se extrae de cualquier sitio donador intraoral accesible con cinceles o pinzas de gubia, se coloca en una cápsula estéril de plástico flexible con una gota de solución salina y se tritura durante 30 segundos. La masa ósea "plastosa" es entonces retirada y modelada en el defecto óseo.

Se ha observado una regeneración ósea significativa en todos los tipos de defectos intraóseos tratados con mezcla de hueso, incluyendo furcaciones. La evaluación histológica de cortes humanos ha revelado que es posible la presencia de hueso, cemento y un ligamento periodontal nuevos, orientando de un modo funcional, con este tipo de material.

### **Hueso esponjoso y médula intraoral.**

Heridas óseas en curación, extracciones de alvéolos en crestas edéntulas, áreas retromolares en la tuberosidad maxilar, todas se han utilizado como fuentes de hueso esponjoso y médula para injerto de defectos óseos periodontales. Usualmente es necesariamente una incisión quirúrgica secundaria para lograr el acceso al sitio donador. El material donado es extraído con curetas en forma de cuchara o con gubinas y reducida en tamaño a piezas pequeñas antes del trasplante. El sitio donador preferido es la tuberosidad maxilar, lo cual con frecuencia contiene cantidades apreciables de hueso esponjoso. No obstante es posible que la tuberosidad no contenga suficiente médula hemapoyética. Si se utiliza un alvéolo donde se ha hecho una extracción como sitio donador, se ha recomendado un periodo de 6 a 14 semanas después de la extracción, como tiempo óptimo para cosechar el hueso en regeneración. El tiempo exacto depende del patrón de curación.

Se ha demostrado una regeneración ósea completa en defectos combinados de una, dos y tres paredes y en defectos de las furcas con este material, en cierto número de pacientes.

Histológicamente, se ha documentado nueva inserción en seres humanos. esto ha observado con hueso esponjoso y médula obtenidos de la tuberosidad mamilar así como de crestas alveolares edéntulas. debido a la facilidad relativa de su obtención, a la probabilidad del éxito clínico y a la regeneración de un aparato de adherencia biológicamente aceptable, el hueso esponjoso y la médula son probablemente las formas más ampliamente utilizadas de autoinjerto en uso actualmente en periodoncia.

### Hueso esponjoso y médula extraoral

Es de aceptación general que entre todos los materiales disponibles para injertos, el hueso esponjoso y la médula iliaca ofrecen probablemente el mayor potencial para la inducción de adherencia nueva. Su elevado potencial osteogénico indudablemente es bien reconocido. Ambas crestas ilíacas la anterior y la posterior, se han utilizado como sitios donadores extraorales para obtener núcleos de biopsia de este material. Con frecuencia el procedimiento requiere de los servicios de un odontólogo. El hueso esponjoso en la médula pueden ser transplantados frescos o almacenados. Para periodos cortos de almacenaje 3 o 4 horas, el material para injertar se coloca en un medio esencial mínimo (MEM) a la temperatura ambiente. Si es más factible un periodo más largo de almacenaje (hasta 10 días), por razones de conveniencia del paciente o de acuerdo a las citas del odontólogo, el injerto puede colocarse en MEM y refrigerarse a 4°C hasta que se vaya a utilizar para almacenaje prolongado (hasta varios meses), el núcleo de la biopsia es colocado en un frasco ampula de MEM con 15% de glicerol y conservado en un congelador convencional. Al tiempo del injerto, el hueso esponjoso congelado con médula es descongelado con rapidez e implantado inmediatamente en el defecto.

El rellenado completo de defectos intraóseos de morfología variable, defectos en las furcas, corrección de una deficiencia labial y aposición crestal de hueso nuevo, todas se han realizado con este material. Cuando se intenta la erradicación de defectos en las furcas o el resultado deseado es la posición al hueso crestal, el hueso esponjoso en la médula ya sean frescos o congelados parece ser el material de elección ideal para el injerto. Histológicamente se ha observado en seres humanos hueso, cemento, y ligamento periodontal nuevos. La secuencia de curación probable es la siguiente: A la semana se inicia la formación de hueso nuevo, en tres semanas comienza la odontogénesis y en tres meses hay orientación funcional del ligamento periodontal nuevo.

## ALOINJERTOS

### Aloinjertos de hueso desecado por congelación

El aloinjerto desecado por congelación (AHDC) se obtiene de cadáveres. Antes de ser elegible para la donación de tejidos, el donador debe cubrir ciertos criterios rígidos como son los establecidos por los bancos de tejidos. La persona recién fallecido debe estar libre de infecciones, procesos malignos de cualquier tipo y en cualquier ubicación, enfermedades autoinmunitarias y trastornos de etiología desconocida. Si estos se cubren en 24 horas después de la muerte, comienza la obtención y procesamiento del aloinjerto bajo condiciones estériles. Esta forma de obtención proporciona un injerto que no requiere factores químicos ni físicos para su esterilización subsecuente. El hueso cortical por lo general del fémur es extraído y cortado en tiras. Entonces es congelado a  $-197^{\circ}\text{C}$  en un congelador con nitrógeno líquido con un periodo no menor de cuatro semanas. Si todos los cultivos bacteriológicos, los reportes biológicos, las pruebas serológicas y los resultados de la necropsia no revelan contraindicaciones para el uso del aloinjerto en procedimientos para seres humanos, el hueso está listo para ser desecado por congelación. El proceso continúa hasta alcanzar un nivel de humedad residual de 5% o hasta que se ha extraído el 95% del contenido total del agua. El AHDC cortical es triturado hasta un tamaño de partículas de 100 a 300  $\mu\text{m}$  y se almacena al vacío en pequeñas botellas de vidrio hasta el momento en que se va a utilizarse. Siempre y cuando se conserve la esterilidad del vacío, el AHDC puede ser almacenado y definitivamente en el anaquel a la temperatura ambiente a la degradación subsecuente. Como resultado del proceso de desecación, el producto final no es viable.

### **Aloinjertos congelados de cresta ilíaca**

Se obtienen como trasplante óseo de donadores vivos con muerte cerebral. Es preciso igualar estos aloinjertos en cuanto a la histocompatibilidad a fin de garantizar la aceptación del injerto. Cuando se aceptan los injertos ilíacos es tan favorable como aquel de los auto injertos de la cresta ilíaca, tal vez por la presencia de células madres osteógenas de la médula ósea.

### **INJERTOS ALOPLASTICOS**

Los injertos sintéticos son materiales artificiales usados como implantes de cuerpo extraño para producir osteogénesis en defectos del hueso. Utilizan muchas sustancias incluyendo metales, productos cerámicos carbonos carbonos y fosfato de calcio; algunos son bioinertes, otros bioactivos.

### **VENTAJAS DE LOS INJERTOS OSEOS**

#### **Ventajas generales aplicables a todos los injertos óseos:**

-*Los objetivos terapéuticos ideales son obtenibles.* Reconstrucción del proceso alveolar, regeneración del ligamento periodontal funcional y eliminación de la bolsa, todos se obtiene realmente con los injertos óseos.

- *La adherencia nueva es posible.* La reconstrucción del periodonto perdido por hueso, cemento y ligamento periodontal nuevos, se ha demostrado adecuadamente en los seres humanos.

- *Soporte dental aumentado.* Mejoría de la función, inversión del proceso patológico y una mejoría estética son resultados concomitantes de la terapéutica exitosa con injerto óseo.

- Los injertos óseos tienen aplicación para las categorías de defectos intraóseos, ciertos defectos furcales y la aposición ósea supracrestal. Esto hace contraste con otras de terapéutica ósea regenerativa.

- Son factibles los procedimientos de la segunda etapa. Existe el potencial para regeneración adicional con injertos óseos subsecuentes. Esto es posible con las técnicas quirúrgicas que son substractivas por naturaleza, esto es, osteoplastia/osteotomía.

#### **Ventajas aplicables a materiales de injertos específicos:**

-*Facilidades relativas de obtención del material donado.* Espículas óseas corticales, coágulo óseo y frecuentemente hueso mezclado, pueden obtenerse del mismo campo quirúrgico expuesto. Esta forma de obtención de hueso esponjoso y médula intraoral puede requerir un segundo sitio quirúrgico.

-*Potencial de inducción.* Un autoinjerto iliaco del hueso esponjoso y médula, ya sea fresco o congelado, tiene probablemente el mayor potencial osteogénico de todos los materiales para injertar. Este es estrechamente seguido por los aloinjertos iliacos congelados. Otros materiales como el coágulo óseo, la mezcla del hueso y el AHDC son por lo general considerados como buenos. En comparación directa del coágulo óseo/mezcla hueso de injerto y el hueso esponjoso y médula iliacos autógenos, aparentemente tienen lugar niveles semejantes de regeneración ósea.

- *Potencial para expansión.* El aumento con hueso autógeno mejora significativamente el potencial osteogénico de AHDC.

- *Material adecuado para injerto.* La capacidad para obtener material donador de un banco de huesos o de un sitio extraoral permite que cantidades grandes de injerto estén disponibles para rellenar defectos óseos múltiples o extensos.

- *No es necesario obtener material intraoral.* Esto se aplica por igual a los aloinjertos y a los autoinjertos iliacos.

- *Ausencia de traumatismos adicional para el paciente.* Se evita la necesidad para un segundo sitio quirúrgico con objeto de obtener material donador si se utiliza AHDC u otro aloinjerto.

- *Almacenamiento para uso futuro.* La congelación y desecación por congelación permiten flexibilidad en el programa y las citas del paciente y facilitan el procedimiento quirúrgico.

- *Transferencia patológica despreciable.* Si un aloinjerto es obtenido de un banco reconocido de tejidos que emplea criterios estrictos para la aceptación, obtención y procesamiento de los tejidos donados, el temor a la transferencia de enfermedades se elimina virtualmente.

### **DESVENTAJAS DE LOS INJERTOS ÓSEOS**

#### **Desventajas aplicables a todos los injertos óseos:**

- *Se requiere tiempo adicional de tratamiento.* El procedimiento en injertos óseos es difícil y exigente. Un requisito para el éxito es la meticulosa atención de los detalles.

- *La terapéutica prolongada es necesaria.* El clínico y el paciente están obligados a un lento cuidado postoperatorio que comprende múltiples visitas. Se requiere de una extensa revaloración y documentación del caso para cerciorarse y asegurar resultados estables prolongados.

- *Pueden surgir complicaciones del tratamiento restaurativo.* Debido al periodo extenso que se requiere para valorar los objetivos terapéuticos, el tratamiento restaurativo puede retardarse por un tiempo variable. Usualmente 6 meses es el mínimo antes de que el paciente sea dado de alta para rehabilitación protésica. A este respecto es esencial un acuerdo previo entre paciente, periodoncista y odontólogo restaurativo. La colocación temprana de cordones de retracción, materiales de impresión, etc., puede destruir la inserción recién ganada.

*-Puede ser necesaria cirugía de refinamiento* . No todos los injertos óseos sanan con relleno óseo completo del defecto. Puede existir un defecto residual. Esto por lo general es tratable por un nuevo injerto o por una terapéutica ósea de resección.

*-Existe potencial para recurrencia del defecto*. La recurrencia de la enfermedad inflamatoria periodontal, frecuentemente se debe a un control ineficaz de la placa o a un régimen impropio de consultas . Diversas investigaciones han indicado que durante la curación de un defecto óseo, el epitelio de unión puede proliferar epitelialmente entre el diente y el injerto óseo adyacente . Los sitios con injerto que sanan de esta manera pueden ser susceptibles a una rápida degradación. El epitelio de unión larga puede facilitar bastante el paso de productos bacterianos al tejido conectivo subyacente. De igual modo , puede ser vulnerable a una separación traumática. La impresión clínica ha sido confirmada de aquellos sitios considerados como un éxito permanecen estables por intervalos postoperatorios de uno a cuatro años si el paciente practica control eficaz de la placa y sigue un programa prescrito de mantenimiento.

*-Otros problemas potenciales* . Estos incluyen el fracaso inmediato, la infección y la exfoliación o secuestro del injerto. Estos problemas son reducidos fácilmente o corregidos con tratamiento adecuado.

#### **Desventajas aplicables a materiales específicos del injerto:**

*-Traumatismo quirúrgico adicional para el paciente*. Se incurre en este cuando se obtiene un hueso autógeno de un sitio donador intraoral o extraoral.

*-Gasto adicional para el paciente*. El hueso alógeno , si es obtenido de un banco comercial de huesos, es relativamente costoso. La obtención de hueso esponjoso y médula autógenos de una cresta ilíaca, con frecuencia requieren los servicios de un médico.

-*Problemas de logística.* Dificultades en la coordinación del médico que obtiene el autoinjerto iliaco y el odontólogo que realiza el procedimiento, pueden retardar el tratamiento.

-*Cantidad de material.* Los defectos extensos pueden requerir más material que el que puede obtenerse de sitios donadores intraorales.

-*Resorción radicular externa.* Este es un problema poco frecuente con autoinjertos frescos de hueso esponjoso y médula de la cresta iliaca. Si ocurre resorción radicular, por lo general sucede dentro del primer año postoperatorio y se inicia en sitios corónales al injerto. La causa más notable es la inflamación gingival crónica. Este problema se maneja con éxito por curetaje del tejido blanco y desbridamiento radicular, además de la eliminación diaria y meticulosa de la placa por el paciente. Si el problema persiste, los tejidos se colocan apicalmente y la lesión es restaurada.

-*Reacciones exofíticas de granulación.* Otra ocurrencia rara es la proliferación de tejido de granulación desde el sitio de injerto. Esto ha sido reportado sólo en asociación con hueso esponjoso y médula iliaca frescos, almacenados en medio esencial mínimo sólo. La escisión simple del tejido granular corrige el problema.

-*Antigenicidad.* La falta de antigenicidad del aloinjerto en merthiolate no ha sido establecida con firmeza. Los defectos inmunológicos a largo plazo de pacientes que han recibido aloinjertos iliacos congelados aún faltan por determinarse.

**CAPITULO V**

## CONSIDERACIONES RESTAURATIVAS

Todas las fases de la odontología restaurativa y de la terapéutica del injerto óseo dependen del establecimiento y mantenimiento de la salud periodontal para asegurar la duración del beneficio. Las restauraciones dentales inadecuadas pueden destruir los resultados exitosos de la terapéutica regenerativa ósea al contribuir significativamente a la instalación y progreso de la enfermedad periodontal. La ubicación y el ajuste de los bordes, el contorno de la corona, las relaciones marginales de la cresta y los dispositivos protésicos son todas consideraciones importantes.

### Clasificación de los defectos intraóseos periodontales

En los defectos periodontales intraóseos pueden ser clasificados morfológicamente de acuerdo al número de paredes óseas que circundan al defecto.

-El defecto de tres paredes óseas: pared ósea bucal, lingual y proximal. El diente constituye la cuarta pared. Además del número de paredes óseas, el defecto de tres paredes se describe como de abertura ancha o de abertura angosta.

-El defecto de dos paredes ocurre cuando las paredes bucal y proximal o la lingual y proximal, se conservan. Un defecto de dos paredes con los aspectos labial y lingual intactos se conoce como un cráter interdental.

-Un defecto óseo de una pared tiene la pared labial o la lingual. Si la única pared remanente es la proximal, en ocasiones se le menciona como hemiseptal.

-En la mayoría de los casos, los defectos intraóseos ocurren como combinaciones de defectos de una, dos y/o tres paredes, ocurriendo el número mayor de paredes óseas en la base de la lesión.

Un defecto en la cresta ósea no tiene paredes óseas. Esto se conoce como pérdida ósea horizontal en contraste con los defectos intraóseos que se denominan pérdida ósea vertical.

## TECNICAS DEL INJERTO OSEO

Después del diagnóstico, pronóstico, preparación inicial, selección del caso, planeación del tratamiento y revaloración, el clínico puede proceder con la terapéutica quirúrgica. Aunque las técnicas varían ampliamente entre odontólogos, por lo general incluirán los siguientes pasos:

**-Incisión inicial:** Se utiliza una incisión en el surco, precedida por curetaje del tejido blando, que facilita la desepitelialización de la pared de la bolsa o una incisión de bisel invertido colocada 0.5-1mm de bajo del borde gingival libre. Deberán evitarse las técnicas de adelgazamiento extenso de los colgajos. Se procurará la máxima preservación del tejido blando interproximal para cubrir completamente el sitio del injerto. Puede ser necesaria una incisión ondulante en la cara labial y/o palatina para asegurar la adaptación subsecuente del colgajo interproximal. Las papilas son liberadas con una incisión diagonal papilar, siempre que sea posible.

**-Diseño y reflexión del colgajo:** Por lo general se utilizan colgajos de espesor completo. Estos deberán reflejarse o retraerse la distancia mínima necesaria para permitir una visualización e instrumentación adecuada del defecto. Sólo deberán ser 2-3 mm de reflexión, más allá de la cresta alveolar, es todo lo necesario.

**-Desbridamiento del tejido blando:** Todos los tejidos blandos son removidos de la superficie ósea en el defecto intraóseo. Esto incluye a las fibras transeptales así como a las crestales del ligamento periodontal, junto con todo el tejido granulomatoso.

- **Alisado radicular:** La eliminación metódica de todas las secreciones duras, los depósitos blandos y el cemento alterado, es esencial. Esto se hace con curetas afiladas. Es un tema de debate cuánto alisado radicular es necesario. Un punto final aceptable es una superficie radicular que se observa dura, lisa y limpia. Un nido simple de desechos o de endotoxinas bacterianas remanentes que puedan penetrar la superficie del cemento, precipitará el fracaso.

-**Penetración intramedular:** Este paso comprende la descorticación de las paredes óseas corticales densas que recubren el defecto, con fresas redondas de tamaño pequeño. La penetración intramedular teóricamente intensificará la proliferación de células mesenquimatosas no diferenciadas de los espacios medulares subyacentes y ayudará a la revascularización del injerto.

-**Obtención y preparación del injerto:** La obtención y preparación de los diversos materiales como son: la HA, autoinjertos, fosfato de calcio.

-**Inserción del injerto:** El material es empaquetado firmemente dentro del defecto y moldeado de modo que llene completamente el defecto en relación al nivel de las paredes óseas existentes. Puede emplearse una técnica de sobrellenado si la meta deseada es una aposición ósea supracrestal por arriba de los bordes óseos coronales es sin embargo, el sobrellenado del defecto puede impedir la adaptación adecuada del colgajo. La separación de las papilas interproximales puede presentarse durante la curación.

-**Cierre del colgajo:** Los colgajos son colocados en su lugar. Se tendrá cuidado de asegurar que el injerto esté completamente cubierto por el tejido blando. Si la coaptación entre las papilas labial y lingual es incompleta puede ser necesaria una ligera ondulación del hueso interproximal en el lado exterior del proceso alveolar para mejorar el cierre del colgajo. Los colgajos se suturan juntos con un material relativamente inerte como un monofilamento de Nylon. Dependiendo de la preferencia del operador, se utiliza una técnica de sutura interrumpida o de colchonero vertical. Entonces se aplica a los colgajos una presión suave pero firme con una gasa humedecida en solución salina por 2-

3 minutos. Esto ayuda a la curación, ya que sólo se permite el desarrollo de un delgado coágulo sanguíneo entre la interface del colgajo, la superficie dental y el hueso alveolar. También se ha sugerido que antes de suturar, que la encía que cubrirá al sitio del injerto óseo sea desepitelializada y cubierta con un autoinjerto de tejido blando libre. La descamación subsecuente de epitelio injertado de tejido blando da más tiempo para el desarrollo del tejido de granulación del huésped adyacente a la superficie radicular, incrementando así la cantidad de adherencia nueva.

-**Apósito periodontal:** Durante el periodo inicial de la curación se coloca un apósito periodontal para ayudar a proteger la herida.

## Cuadro estadístico

| Autor                  | Material injertado   | Tipo de defecto             | Resultado  |  |
|------------------------|--|-----------------------------|--|--|
|                        |  |                             | Injerto  | Sin injerto  |
| Froum y col.           | Hueso esponjoso y médula intraoral   | 2P                          | Promedio 3.07mm aumento de adherencia            | Promedio 2.15mm ganan adherencia   |
|                        |  | 1P                          | Promedio 2.35 mm ganan adherencia                | Promedio 2.25mm ganan adherencia   |
| Patur                  | Hueso esponjoso y médula intraoral   | Combinación 1,2,3P          | Sin diferencia significativa                     |  |
| Hiatt y col.           | Hueso esponjoso y médula intraoral, hueso esponjoso y médula iliacos, aloinjerto iliaco congelado. | Todos los tipos             | Consistentemente se encuentra adherencia nueva.  | Asociada comúnmente con falta de cementogénesis y de formación ósea.     |
| Listgarten y Rosenberg | Hueso esponjoso y médula intraoral, aloinjerto iliaco congelado                                    | 1P, 2P,3P o una combinación | Hueso y cemento nuevos en los sitios injertados  | Escaso cemento nuevo, si lo hay o relleno óseo en los sitios sin injerto |
| Patur                  | Hueso esponjoso y médula iliacos   | Combinación 1,2,3P          | El injerto mejora los resultados del tratamiento |  |
| Froum y col.           | Hueso esponjoso y médula iliacos   | 1P, 2P,3P                   | Promedio 4.36 mm de relleno (61% del defecto)    | Promedio 0.66mm de relleno (22% del injerto)                             |
| Altieri y col.         | AHDC   | 1-P, 2-P, 3-P o combinación | 60% de defectos > de 50% de relleno              | 60% de defectos > 50% de relleno.  |

**CAPITULO VI**

## CRECIMIENTO ÓSEO ALREDEDOR DEL IMPLANTE DENTAL

Las propiedades físicas y químicas de los materiales de implantación así como sus interacciones con el hueso vivo son puntos clave para lograr la integración mecánica. La carga fisiológica de implantes osteointegrados y su conservación periodontal son fundamentales para conservar y mejorar esta situación mediante la remodelación funcional del hueso y los tejidos gingivales o blandos.

La osteointegración se describe como la conexión duradera, firme y directa entre el hueso vital e implantes de geometría y terminado definidos, sin tejido conectivo interpuesto entre el implante y el hueso. Ciertos factores son relevantes para lograr y conservar la osteointegración. El procedimiento quirúrgico a traumático apropiado en combinación con el material de implantación y el carácter superficial son factores que establecen la naturaleza de la interface del implante y el hueso. La carga oportuna y conveniente del implante es un elemento esencial en la conservación de la osteointegración.

La posibilidad de estimular la formación de hueso al rededor de los implantes dentales radica en la comprensión y la reacción del hueso ante el traumatismo provocado por la preparación del sitio de implantación ósea.

## REACCIÓN ÓSEA INICIAL ENTRE LOS IMPLANTES DENTALES

Es posible considerar al hueso como un tipo especializado de tejido conectivo que se caracteriza por mineralización de la matriz intercelular. Contienen 4 tipos de células osteoblastos, que sintetizan los elementos orgánicos de la matriz; osteositos, localizados en algunas dentro de la matriz; células osteicas de revestimiento; y osteoclastos, células gigantes multinucleadas que intervienen en la resorción y remodelación del tejido

óseo. Capas de tejido conectivo denominadas endostio y periostio y endostio son nutrir al tejido óseo y proveer un suministro continuo de células osteoblasticas nuevas para la formación y reparación del hueso. Las superficies óseas que no están cubiertas por el tejido conectivo u osteoblastos quedan sometidas a la resorción mediante la acción de osteoblastos que aparecen de inmediato en esa región. Por tal motivo se presenta atención particular al periostio y endostio de la cirugía de implantación.

Los materiales de implantación bioactivos al rededor de un implante de titanio presentan interface medida de manera química con el hueso vital. Además hay intercambio ionico entre el implante y el hueso. Algunos de estos compuestos son osteoconductivos (HA,TCP) y permite la formación directa del hueso en la superficie del implante.

El interés por los productos cerámicos de fosfato de calcio para aplicaciones en implantología surge de la falta de elementos tóxicos en su composición y su parecido con la fase inorgánica del esqueleto humano. Entre los CPC usados de manera más reciente como materiales de implantación se encuentra la hidroxiapatita y el fosfato tricalcico. Uno de los rangos más peculiares y potencialmente valiosos de los CPC en su capacidad evidente para adherirse de manera directa al hueso. Las limitaciones principalmente en el uso de tales productos para implantación proviene de su fragilidad mecánica que las del hueso y el metal. La producción de implantes de titanio cubiertos con hidroxiapatita introdujo la idea de mezclar las propiedades superiores de un núcleo metálico con una capa de CPC con propiedades osteofilas y biológicas superiores. Se aplica la cubierta mediante la técnica de rociado de flama plasmática. Los estudios actuales señalan que la formación ósea al rededor de los implantes cubiertos con hidroxiapatita es diferente a la que ocurre alrededor de implantes con superficie de titanio hay pruebas sobre la formación ósea simultánea en la superficie de hidroxiapatita y el techo óseo que rodea al implante. Por lo tanto el crecimiento de hueso al

rededor de los implantes cubiertos con hidroxiapatita acontece de manera simultánea en 2 sentidos; desde el implante hasta el lecho óseo contiguo, ósea, implantofeta. Una semana después de la implantación al parecer es posible observar en ocasiones en formación directa de hueso lamelar en la superficie recta del implante. Aunque en las zonas donde no hay contacto directo del implante con el hueso contiguo puede notarse formación directa del hueso sobre la superficie del dispositivo. Esta capa ósea tiene un espesor de casi 40  $\mu\text{m}$ .

Estudios pilotos en animales con muescas expuestas en tornillos de titanio y cilindros de titanio cubiertos con hidroxiapatita con deficiencia y tratados con ráfagas de polvo indican reparación de defectos óseos mucho mayores en términos estadísticos con implantes tratados con membranas de politetrafluoroetileno ( PTFE ) en comparación con controles sin tratar. Casos selectos en seres humanos señalan el beneficio de usar las membranas citadas en la colocación inmediata de implantes endosticos en sitios de extracción. El uso similar de las membranas ( PTFE ) pudiera ser factible en la terapéutica de defectos óseos secundarios alrededor de los implantes.

**CAPITULO VII**

## GUIA DE REGENERACIÓN TISULAR USANDO MALLA PERIODONTAL DE VICRYL

La malla periodontal de vicryl es un material bioabsorbibles que facilita la guía de regeneración tisular (GRT) de defectos periodontales. Tiene la ventaja de no requerir un segundo procedimiento quirúrgico para retirarlo.

Estudios de seguridad y eficacia revisados con animales en el laboratorio han demostrado que el material seguro y que se degrada en el periodonto con una ligera reacción del tejido. Lo que es más los estudios han demostrado que hay regeneración periodontal cuando se usa la membrana periodontal de vicryl.

### OBJETIVOS

- 1- Describir las bases biológicas de la guía de la regeneración tisular
- 2- Enumerar los principios biológicos y el comportamiento tisular responsable del GRT.
- 3- Exponer las características y ventajas de la membrana de vicryl

### DEFINICION

La guía de regeneración tisular es el tratamiento de una herida periodontal en vías de cicatrización para formar un nuevo soporte dental ( cemento, hueso alveolar y ligamento periodontal)

### BASES BIOLOGICAS

Fueron desarrolladas por Ten Cats y Melcher quienes descubrieron que los tejidos de soporte periodontal se derivan del folículo dental más que de las células mesenquimatosas no diferenciadas. Mas adelante, estos investigadores especularon que la regeneración del tejido de soporte periodontal podría provenir de las células del ligamento periodontal remanente y del hueso alveolar. En estudios referentes a la cicatrización que ocurre después de levantar un colgajo periodontal, está determinado por la naturaleza de las células que forman el coaguló sanguíneo entre la raíz central y el colgajo gingival, Nyman demostró que usan estos

principios biológicos demostraron que al colocar una barrera física entre el colgajo y la raíz dental se origina la regeneración de un nuevo periodonto. Los investigadores dijeron que la barrera física favorece la repoblación de células al coágulo y a la superficie radicular proveniente del ligamento periodontal y previendo el ingreso del epitelio gingival y el tejido conectivo.

#### VENTAJAS

No requiere de un segundo procedimiento quirúrgico para retirarla ya que es bioabsorbible.

#### INDICACIONES

La membrana periodontal de vicryl tiene esterilizada una pulgada por una pulgada. Es utilizada en tratamiento de furcas clase I, clase II, clase III (en algunos casos) que son los casos furcas bucales maxilares y en defectos de furcas bucales y linguales mandibulares. También puede utilizarse en defectos por deficiencias grandes en un sólo diente, después de una extracción dentaria para que no salga el injerto de la hidroxiapatita del alveolo, como barrera interproximal en el caso que exista el defecto, incluyendo aquellos que se extienden a lo largo de las superficies linguales y bucales del órgano dentario. Por último en los defectos en áreas edentulas.

#### DE QUE ESTA HECHA

Poliglactina 910, malla tejido, la cual ha sido utilizada en cirugía general como un soporte temporal a la herida durante la cicatrización.

Esta manufacturada a partir de un polímero sintético absorbible de glicol y lactina, los cuales se derivan de los ácidos glicólicos y láctico. Es idéntica en su composición a la sutura absorbible, la cual no causa daño, no antigénica, no piogénica y únicamente provoca una ligera reacción durante su absorción.

En el cuerpo de la absorción realizado con hidrólisis es aproximadamente de 60 días.

## TECNICA DE REGENERACION GUIADA DEL TEJIDO GORE-TEX

La finalidad de colocar barreras en defectos óseos es excluir el epitelio gingival y el tejido conectivo de la superficie radicular. El espacio creado por estos materiales permite que las células de la membrana periodontal pueblen la superficie de la raíz. De manera ideal, estos materiales deben ser estériles, biocompatibles, reabsorberse con lentitud, crear espacios suficientes para la repoblación celular y han de ser relativamente fáciles de colocar por medios quirúrgicos.

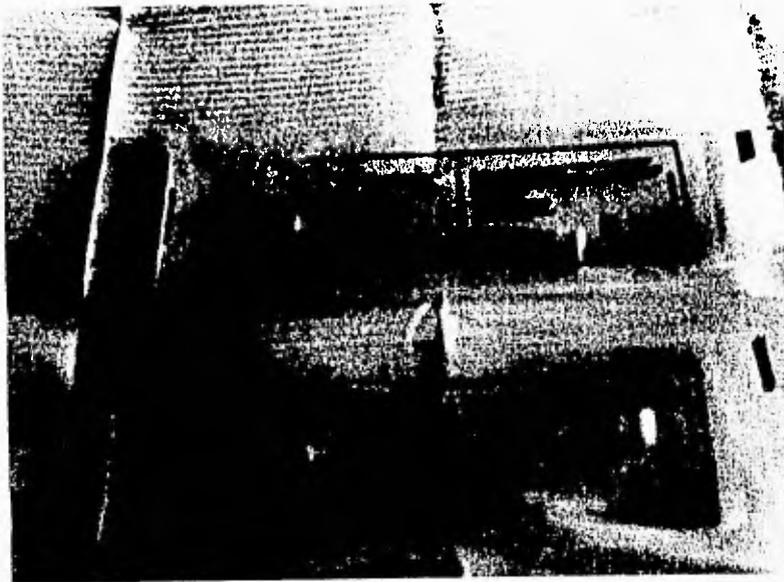
A la fecha el material de Gore-Tex es el más usado para procedimientos de regeneración de histica guiada. Esta membrana esta fabricada con politetrafluoroetileno y consta de una microestructura abierta tipo collar y un dental oclusivo. La facilidad del collar es proveer un espacio para la formación de un coaguló y la penetración temprana de colagena. El coaguló y las fibrillas inmaduras de colagena pueden detener la proliferación epitelial por inhibición de contacto. Como el dental es oclusivo el epitelio gingival y el tejido conectivo no pueden tocar la superficie radicular, en consecuencia, la inserción nueva sólo puede surgir de células de ligamento periodontal o el endostio .

También se puede usar con buen éxito las membranas biodegradables y de colagena para tratar diversas clases de defectos óseos. Teniendo como ventaja que ésta se reabsorbe y no requiere de un segundo procedimiento quirúrgico .

## **CAPITULO VIII**

## HIDROXIAPATITA NO ABSORBIBLE

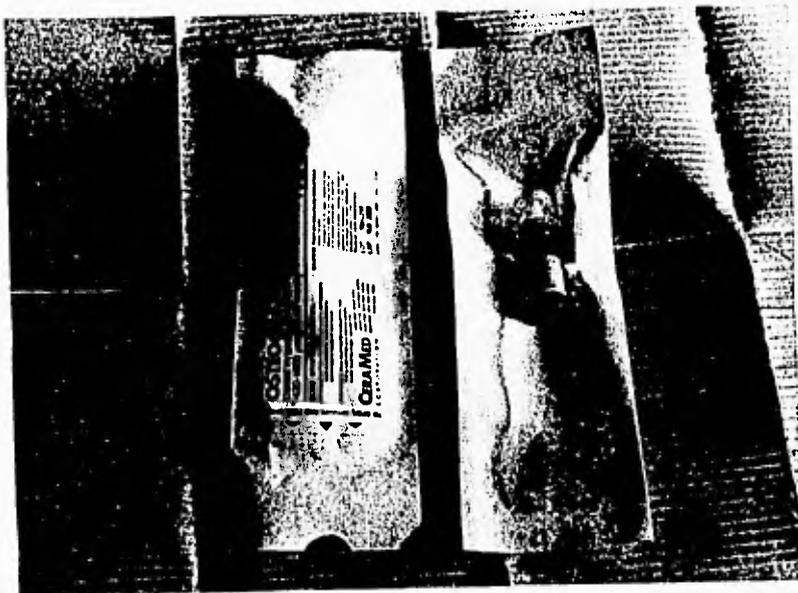
Osteograf D-700 (40/100 mic) (18/40 mesh)  
Orthomatrix jeringa 0.5g  
Orthomatrix jeringa .25g  
Bloques rectangulares de 5mmx5mmx10mm



## HIDROXIAPATITA ABSORBIBLE

Osteogen de 3g (300/400 mic) (350/60mesh)

Osteogen de 1.5g (300/400 mic) (35/60 mesh)



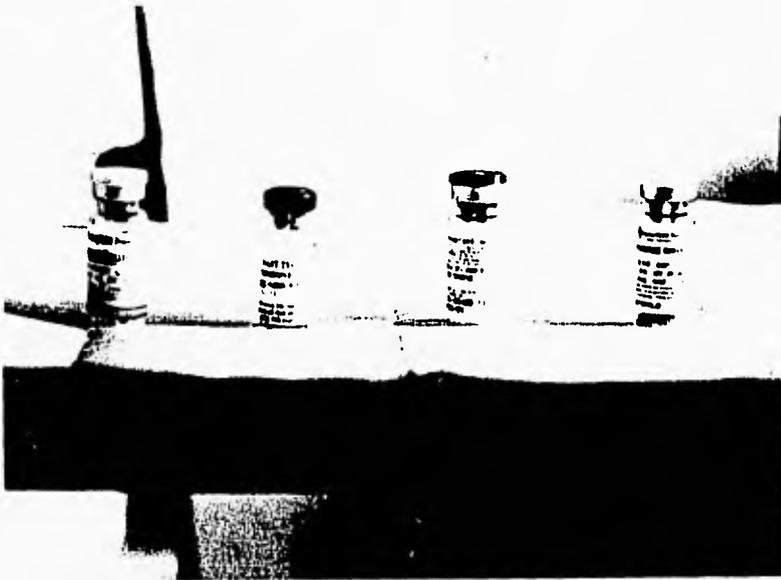
## HUESO

Musculoskeletal demin cortical power 1cc. (420/850 mic)

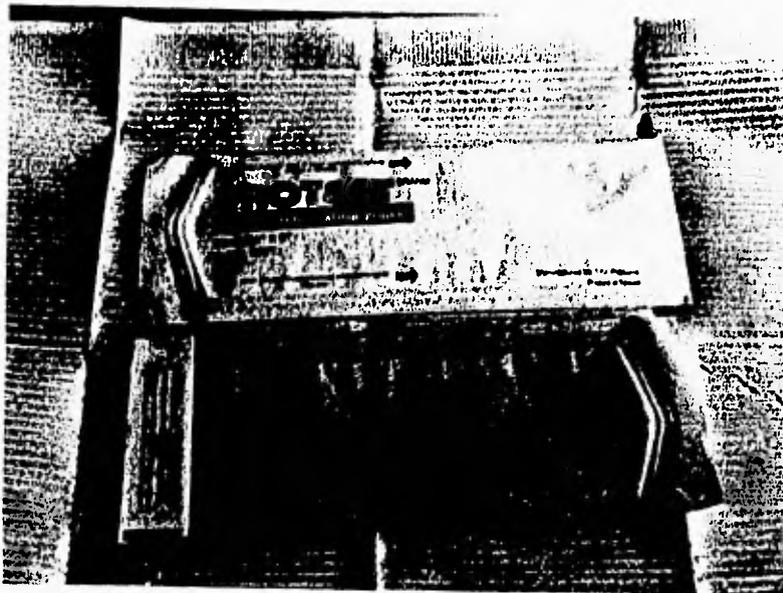
Dembone demin cortical power 1cc. (500/1000 mic)

Dembone demin cortical power .5cc (500/1000 mic)

Lifenet demin cortical power .70cc. (250/710 mic)



## MALLA PERIODONTAL DE VICRYL



## CONCLUSIONES

El uso adecuado de los Implantes ya sean sintéticos o naturales, absorbibles o no absorbibles han presentado un gran número de ventajas, aplicables a los diferentes casos que se presentan dentro de la cirugía bucal.

Todos los materiales biocompatibles, tanto osteoconductores, osteoformadores y guías de regeneración tisular, no producen toxicidad y hasta el momento no se ha presentado respuesta al rechazo.

Se puede afirmar que el tipo de implante, la técnica adecuada para cada uno de ellos y una buena cooperación por parte del paciente se obtendrán buenos resultados.

## BIBLIOGRAFIA

- 1.- Babbush Charles A.  
Implantes dentales  
Uso de hidroxiapatita en reconstrucción maxilar.  
1ª edición  
Interamericana.
- 2.- Bell William H:  
Modern practice in Orthognathic and reconstructive surgery.  
The use of porous block Hidroxyapatite.  
Vol. 2  
Saunders.
- 3.- Bernard George W. DDS.  
Clinicas Odontológicas de Norte América.  
Cirugía periodontal reconstructiva.  
Cicatrización y reparación de defectos óseos.  
Interamericana  
Vol 3/1991
- 4.- Carranza Fermin A.  
Periodontología clínica.  
Tratamiento de la enfermedad periodontal.  
Mundi S.A.I.C. y F.  
7ª Edición.
- 5.- Carranza Fermin A.  
Periodontología clínica.  
Periodoncio normal.  
Mundi S.A.I.C. y F.  
7ª Edición.
- 6.- Gladstone Haves B.  
Clinicas de Otorrinolaringología de Norte América  
Implantes para craneoplastia.  
Interamericana  
Vol. 2/1995
- 7.- Jarcho Michael  
Clinicas Odontológicas de Norte América.  
Cirugía y protodoncia de reconstrucción con Implantes.  
Fosfato de calcio como biomaterial.  
Vol. 1/1986

- 8.- Lazzari Eugene P.  
Bioquímica dental.  
Composición química de los dientes.  
Interamericana.  
2ª Edición.
- 9.- Lemus Jack  
Clínicas Odontológicas de Norte América.  
Cirugía y prostodoncia de reconstrucción con implantes.  
Biomateriales, biocompatibilidad y peri-implante.  
Interamericana.  
Vol. I/1986
- 10.- López Arranz J.S.  
Cirugía oral  
Cirugía prepotésica.  
Interamericana  
1ª Edición 1991
- 11.- Malone William F.P.  
Manejo de tejidos en Odontología restaurativa.  
Injertos óseos y la Odontología restaurativa.  
Manual moderno S.A: de C.V:
- 12.- Ortega Alejandro Juan José  
Practica Odontológica  
12 (13):47 1995
- 13.-Prichard John F.  
Enfermedad periodontal avanzada.  
Tratamiento de bolsas intraoseas.  
Labor S.A.  
4ª Edición 1981
- 14.- Ranford Sigurd P.  
Periodontología y Periodoncia.  
Etiología de las enfermedades periodontales.  
Medica Panamericana
- 15.- White Eugene.  
Clínicas Odontológicas de Norte América.  
Cirugía prostodoncia de reconstrucción con implantes.  
Uso de la hidroxiapatita porosa "Interpore-200" como biomaterial.  
Interamericana.  
Vol. I/1986