

147



Universidad Nacional Autónoma de
México

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

CORAL COMO UNA NUEVA
ALTERNATIVA PARA INJERTOS EN
ODONTOLOGÍA

T E S I S A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A:

MARCO ANTONIO FLORES RIVAS

DIRECTORA: C.D. J. PAULINA RAMÍREZ ORTEGA





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.



A Dios... Gracias por darme la oportunidad de vivir, y estar cada momento en mi vida.

A mi padres... Gracias por darme la vida, gracias por su apoyo incondicional por que sin su ayuda no lo hubiera logrado, que dios lo bendiga.

A mi madre Carmen. . Gracias por darme parte de su vida, por estar siempre que la necesito, gracias por que sin su apoyo no hubiera logrado llegar hasta aquí y por su incansable dedicación que siempre ha tenido hacia sus hijos. gracias por brindarme su amor que Dios la bendiga

A todos mis hermanos ... Gracias por ser algo tan importante en mi vida, gracias por brindarme su apoyo, sin su ayuda de todos no lo hubiera logrado.

A todos mis sobrinos ... Gracias por ser parte tan importante en mi vida.

A Edith, gracias por tu tiempo, tu ayuda para que llegará a terminar mi carrera, siempre estas en mi corazón. Que dios te bendiga.

A la UNAM. . Por ser mi orgullo, muchas gracias por mi formación como profesionista.

A la Facultad de Odontología... Por ser mi mejor casa de enseñanza.

A todos mis profesores...Gracias por compartir conmigo sus conocimientos , para lograr ser el profesionista que soy.



A la Dra. Paulina... Gracias por brindarme su ayuda, su tiempo, dedicación, conocimientos y su paciencia ayudandome a ser el profesionista que soy.

Al Dr. Barrón... Gracias por enseñarme y no dudar en compartir sus conocimientos.

Gracias a los profesores del Seminario de Materiales Dentales por su dedicación y haber aprendido de ellos sus conocimientos pero sobre todo de su gran calidad humana.

Al Dr. Barcelo por ser un profesionista respetable.

Todos y cada uno de ellos han contribuido para ser una buena persona.



ÍNDICE

INTRODUCCIÓN

| | |
|--|----|
| PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA..... | 2 |
| JUSTIFICACIÓN..... | 3 |
| OBJETIVOS (GENERALES Y ESPECÍFICOS)..... | 4 |
| CAPÍTULO 1 HISTOLOGÍA Y FISIOLOGÍA DEL HUESO..... | 5 |
| CAPÍTULO 2 INJERTOS UTILIZADOS EN ODONTOLOGÍA..... | 18 |
| CAPÍTULO 3 HIDROXIAPATITA DE CORAL..... | 29 |
| CONCLUSIONES..... | 45 |
| REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... | 46 |



INTRODUCCIÓN

Actualmente existen diversos materiales tanto naturales como sintéticos que se emplean en la odontología como injertos, estos tratan de sustituir o promueven la formación de hueso.

El objetivo de este trabajo es hacer una revisión bibliográfica para conocer las características de los materiales utilizados como implantes óseos es decir; sus propiedades físicas, mecánicas, biológicas, ventajas y desventajas así como sus indicaciones y contraindicaciones.

Ahondaremos específicamente en el estudio del " Coral Natural " ya que se sabe que es un material altamente biocompatible, de fácil manipulación, se puede conseguir fácilmente, además posee un bajo costo lo que posibilitaría difundirlo para que se use en un sector más amplio de la población.



PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Actualmente existen varios tipos de injertos que pueden ser utilizados en Odontología. En 1989 en la Odontología se empezaron a utilizar injertos de Coral Natural, cuando había pérdida de hueso

Actualmente, este material se usa con menos frecuencia que otros materiales principalmente los sintéticos, a pesar de que se puede obtener fácilmente y tiene un costo bajo, esto, debido quizás a la falta de difusión.



JUSTIFICACIÓN

Es por ello necesario llevar a cabo una revisión bibliográfica amplia y detallada del coral usado como injerto para así conocer las propiedades, funciones y características, así como de sus alcances y limitaciones.



OBJETIVO GENERAL

- ◆ Conocer las características de los diferentes injertos empleados en Odontología.
- ◆ Revisar la Histología y Fisiología del hueso

OBJETIVO ESPECÍFICO

- ◆ Analizaremos las propiedades físicas, químicas y mecánicas, de los injertos de coral, así como sus indicaciones y contraindicaciones.
- ◆ Describir la técnica quirúrgica de colocación del implante coralino.
- ◆ Revisión de la literatura reciente.



- CAPÍTULO I -

HISTOLOGÍA Y FISIOLOGÍA DEL HUESO

Para comprender el por qué se han desarrollado tanto los implantes, es importante conocer las propiedades del tejido óseo, al cual se pretende sustituir por los diferentes tipos de injertos.

TEJIDO ESQUELÉTICO

La palabra esqueleto significa materia seca, pero ésta denominación es errónea. Los tejidos esqueléticos poseen vida por lo que el conocimiento de su estructura y función conforma la base para comprender, diagnosticar y tratar las enfermedades que afectan al hueso, así cómo estas influyen en él. (1)

Los tejidos esqueléticos en el humano se limitan a tres:

- a) *Tejido conectivo de colágeno denso*
- b) *Cartilago*
- c) *Tejido óseo*

TEJIDO CONECTIVO COLÁGENO DENSO

Está presente en la dermis, se encarga de encapsular a los órganos, es una variante del tejido conectivo común.



CARTÍLAGO

Es una forma especializada de tejido conectivo compuesto por condrocitos y materia fundamental.

El cartilago no tiene vasos sanguíneos, ni terminaciones nerviosas (solo las articulaciones).

Las células contenidas en el cartilago toman los nutrientes a través de la sustancia fundamental que contiene agua.

En el adulto existe poca cantidad de cartilago, mientras que en el feto y en los niños es importante para el crecimiento. (1) (3)

TEJIDO ÓSEO

Este tejido representa la parte principal del esqueleto. A pesar de su dureza y resistencia, el tejido óseo posee cierta elasticidad, para ser utilizado como material esquelético.

Sus componentes extracelulares sufren calcificación, esto le proporciona dureza. El tejido óseo proporciona al esqueleto la dureza necesaria para ser el órgano de sostén, para la inserción de músculos y brindar rigidez al organismo para protegerlo de la fuerza de gravedad. Su función protectora es de importancia al rodear como una coraza al cerebro, médula espinal y órganos del tórax.

Su función es ser el eslabón en la homeostasia del calcio. La homeostasia es el estado de equilibrio o regulación, dado que los huesos contienen más del 99% del calcio que posee el organismo. (1) (2) (3)

ORGANIZACIÓN MACROSCÓPICA DEL TEJIDO ÓSEO

El tejido óseo se organiza en dos formas diferentes:



- ◆ El tejido óseo esponjoso o hueso trabecular está compuesto por tejido que se entrelaza en distintas direcciones esto forma huecos con intercomunicación que se ven ocupados por médula ósea.
- ◆ El tejido óseo compacto o hueso cortical, forma a simple vista una masa compacta sin espacios visibles, *está constituye la mayor parte de la estructura de los huesos largos.*

La mayoría de los huesos están compuestos por tejido óseo cortical y tejido óseo trabecular, su cantidad y distribución puede ser variable.

CARACTERÍSTICAS HISTOLÓGICAS DEL TEJIDO ÓSEO

El hueso compacto está formado por sustancia intracelular y por una matriz ósea que forma capas, los osteocitos se ubican en pequeños espacios alargados. Los osteocitos poseen numerosas prolongaciones finas que atraviezan canaliculos, estos desembocan en las lagunas y realizan una anastomosis con los canaliculos de las lagunas vecinas y los canales ricos en vasos del tejido óseo. De este modo los osteocitos *intercambian sustancias por difusión a través de las escasa cantidad de liquido tisular que rodea las prolongaciones en los canaliculos*

Las láminas están dispuestas alrededor de canales longitudinales llamados conductos de Havers u osteonas corticales. Cada conducto contiene de uno a dos capilares además de vasos linfáticos, fibras nerviosas y tejido conectivo.

Otro sistema de canales conductores de vasos, son los conductos de Volkmann, estos conductos comunican hacia el complejo de Havers entre si



y con la superficie interna y externa del hueso. Los conductos de Volkmann atraviesan al hueso de forma transversal y así comunica a los vasos del periostio y del endostio.

El tejido óseo trabecular está formado por láminas pero no forma ningún sistema de Havers. El elemento estructural del tejido trabecular es la osteona trabecular.

La osteona representa la unidad estructural del tejido óseo presentándose como osteona cortical y osteona trabecular en todos los huesos. (1)(3)

MATRIZ ÓSEA

Ésta se compone de una matriz orgánica y sales inorgánicas. La matriz orgánica está formada por fibras de colágeno incluidas en una sustancia fundamental.

La dureza y la resistencia a la compresión del tejido óseo se debe al contenido de las sales inorgánicas, mientras que sus propiedades elásticas y resistencia a la tracción que depende del colágeno.

SUSTANCIA FUNDAMENTAL

El análisis bioquímico del tejido óseo demuestra que los componentes de carbohidratos son formados por proteoglucanos, especialmente compuestos de condroitinsulfato y pequeña cantidad de hialuronano.

La osteocalcina es una proteína no colagena abundante en el tejido óseo del adulto, esta osteocalcina es producida por los osteoblastos y depende sobretodo de la vitamina K, ésta se une a la hidroxiapatita para el proceso de calcificación. La osteocalcina es exclusiva del tejido óseo.



Los osteoblastos secretan a la osteonectina, una glucoproteína adhesiva, está se une a las superficies celulares y a los componentes de la hidroxiapatita.

La otra proteína producida por los osteoblastos es la osteopontina.

COLÁGENO

El colágeno es la proteína más abundante en el organismo, representando una tercera parte del total de las proteínas. Forma parte de la dermis, de los vasos sanguíneos, tendones y por supuesto el hueso.

Las fibras de colágeno óseo se componen por colágeno del tipo 1.
(1)(4)

SALES MINERALES

Los componentes inorgánicos del tejido óseo representan en el adulto alrededor del 75% del peso seco están compuestos por depósitos de fosfato de calcio cristalino, existe una pequeña cantidad de fosfato de calcio amorfo. Los cristales tienen la forma de varas finas, de 3 hasta 60 micras, estos cristales se disponen en forma paralela, en relación estrecha de las fibras de colágeno. Estos cristales son similares a la hidroxiapatita.

Además del fosfato de calcio, los huesos contienen numerosos minerales diferentes como:

- a) Magnesio
- b) Potasio
- c) Sodio
- d) Citratos.

Puede haber absorción de iones en estado amorfo sobre la superficie de los cristales de hidroxiapatita o sustitución de iones dentro de la estructura cristalina.



El proceso de mineralización se da por depósito de minerales en la matriz orgánica del cartílago y en el tejido óseo.

La osificación es un concepto amplio que implica la formación del hueso, como consecuencia de la actividad de los osteoblastos.

La mineralización se denomina calcificación, dado que la mayor parte de los minerales depositados son compuestos de calcio.

Unos 20 días después de que los osteoblastos forman el osteoide, produce un depósito de fosfato de calcio amorfo que posteriormente se transformará en hidroxiapatita cristalina.

Los osteoblastos secretan gran cantidad de fosfatasa alcalina, por su actividad libera iones fosfato que en parte causan un aumento local del pH hasta alcanzar un nivel básico y así favorecer el depósito de calcio al incrementar el producto de solubilidad del fosfato de calcio.

En el tejido óseo recién formado se puede apreciar un 80% del mineral depositado al cabo de 3 a 4 días lo que llamamos mineralización primaria, mientras que la mineralización completa o secundaria se lleva a cabo de 3 a 4 meses donde los cristales de hidroxiapatita crecen de tamaño por intercambio del agua ligada a cristales minerales. (2)

Los mecanismos de la calcificación ósea se basan en una fase inicial donde ocurre la formación de hueso por secreción de las moléculas de colágeno y por los proteoglucanos del osteoblasto.

Los monómeros de colágeno se polimerizan rápidamente para formar fibras de colágena y el resto de materia se transforma en tejido osteoide.

En pocos días la formación del osteoide comienza a recibir sales de calcio formando nidos y creciendo para convertirse en cristales de hidroxiapatita $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$.

Las primeras sales no son de hidroxiapatita sino compuestos amorfos: mezcla de sales como $\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$, $\text{Ca}(\text{PO}_4)_2 \cdot 3\text{H}_2\text{O}$ Estas sales se convierten en cristales de hidroxiapatita en semanas y meses por sustitución, adición de átomos y por una nueva precipitación de sales. (1)(3)



CÉLULAS OSEAS

Podemos encontrar 5 tipos de células:

- Células osteoprogenitoras
- Osteoblastos
- Osteocitos
- Células de recubrimiento óseo
- Osteoclastos

CÉLULAS OSTEOPROGENITORAS

La célula madre mesenquimática pluripotente da origen a este tipo de célula, tiene la capacidad de diferenciarse de los fibroblastos, condrocitos, adipocitos, células musculares y células endoteliales.

La capacidad de las células es inducir la formación de hueso por transferencia de tejido conectivo, durante la formación de hueso las células osteoprogenitoras se dividen y desarrollan a células formadoras de hueso llamados osteoblastos, estas pueden encontrarse sobre todo en zonas de fractura para llevar a cabo la reparación.

OSTEOBLASTOS

Son células formadoras de hueso por lo que se puede decir que sintetizan y secretan matriz orgánica (fibras de colágeno, proteoglicanos, osteocalcina, osteonectina y osteopontina).

El núcleo de los osteoblastos se encuentra localizado en dirección opuesta al hueso recién formado, el citoplasma contiene a la fosfatasa alcalina y ésta es importante en el proceso de mineralización.

Los osteoblastos secretan varias citoquinas o factores de crecimiento de efecto local para la formación y reabsorción de hueso, entre las cuales se encuentran las interleuquina-1 (El principal factor que activa al osteoclasto),



interleuquina-6 e interleuquina-11 (que estimulan la formación de osteoclastos).

Los osteoblastos son responsables de la producción del factor de crecimiento y transformación beta, que se encarga de estimular la maduración de osteoblastos favoreciendo la producción de matriz con la consecuente contribución a la formación de hueso.

OSTEOCITOS

Al osteocito se le considera como la verdadera célula ósea. los osteocitos se originan a partir de un osteoblasto el cual queda atrapado en la matriz ósea durante el proceso de formación del hueso.

Los osteocitos tienen un papel importante en el mantenimiento de la calidad del hueso al facilitar el remodelado óseo.

CÉLULAS DE RECUBRIMIENTO ÓSEO

Estas células también llamadas osteocitos de superficie se originan a partir de osteoblastos, que han finalizado la formación de hueso y recubre como una capa de epitelio plano simple todas las superficies óseas tanto internas como externas donde existe actividad de osteoblastos y osteoclastos.

La resorción ósea nunca ocurre sobre superficies recubiertas por osteoide u otra o de matriz colágena por lo que es necesario eliminar estas capas antes que los osteoclastos entren en contacto directo con el tejido óseo mineralizado y comience la resorción.



La eliminación de la capa tiene lugar cuando las células de recubrimiento óseo se activan y secretan las enzimas colagenasa necesaria para eliminar la capas superficial no mineralizada.

Una vez degradada el osteoide de la superficie se retrae y dan paso a los osteoclastos.

OSTEOCLASTOS

Los osteoclastos células gigantes multinucleadas de tamaño y forma muy variable que se encargan de degradar al hueso.

El citoplasma de los osteoclastos jóvenes es basófilo, después se torna acidófilo.

Los osteoclastos se localizan en cavidades de la superficie del hueso denominadas lagunas de Howship y en la superficie orientada hacia el tejido óseo reabsorbido por los osteoclastos se distingue un rayado radial irregular.

Los osteoclastos tienen capacidad de secretar enzimas lisosomales, lo que es evidente mediante un microscopio electrónico observando la presencia de fosfatasa ácida fuera del hueso.

La estimulación de resorción ósea con hormona paratiroidea estimula la producción y transporta lisosomas hacia el borde fruncido.

Las enzimas lisosomales se vacían en el espacio subosteoclástico cerrado en la periferia por una zona de sellado. La membrana celular del osteoclasto está unida a la matriz ósea mediante moléculas de adhesión celular incluidas en ellas.

Durante la degradación del tejido óseo los osteoclastos son capaces de fagocitar los osteocitos, el colágeno y minerales. Tras la finalización de la resorción se cierra la superficie ósea libre con una línea de cemento que se forma inmediatamente después.



El osteoclasto con movimiento activo se desplaza con rapidez sobre la superficie del hueso para comenzar una nueva resorción.

Los osteoclastos se forman de otra célula madre, distinta de los osteoprogenitores, osteoblastos y osteocitos. Se originan de la célula madre de granulocitos y macrófagos en la médula ósea.

Se diferencian las células progenitoras de osteoclastos durante el proceso de diferenciación y hasta el estadio de preosteoclasto donde hay también proliferación.

Los preosteoclastos también tienen capacidad de resorción ósea de menor manera que un osteoclasto maduro y produciendo fosfatasa ácida resistente a tartratos esto es un marcador específico de osteoclastos y preosteoclastos.

El reclutamiento de osteoclastos hacia la zona que rodea al hueso, inicia la resorción ósea implica que los precursores mononucleares sean guiados hacia la zona que rodea al hueso.

Al finalizar el proceso de resorción es posible que el osteoclasto muere por apoptosis.(1) (3) (4)

HISTOGÉNESIS

La osificación implica formación de tejido óseo; tiene lugar por síntesis y secreción de matriz ósea orgánica por osteoblastos, que al poco tiempo sufre mineralización.

El sitio del hueso donde se inicia la osificación se le llama núcleo óseo ó centro de osificación. La mayor parte del hueso se desarrolla a partir del centro primario. Existen dos formas de osificación:

- a) intramembranosa
- b) endocondral



El desarrollo de hueso por la vía de osificación intramembranosa se produce directamente en el tejido conectivo primario del feto mientras que el desarrollo por osificación endocondral tiene lugar sobre un molde preformado de cartílago. (1)(2)(4)

IRRIGACIÓN E INERVACIÓN DE LOS HUESOS

La irrigación sanguínea del hueso se da por vía de la médula ósea, periostio, cartílago epifisario y parte de los cartílagos articulares.

El hueso es recorrido por dos arterias principales:

- a) Arterias nutricias, que ingresan a través del agujero nutricio y del conducto nutricio ubicados en la diáfisis ósea. La arteria nutricia no se ramifica en el conducto nutricio, pero llega al espacio medular, se divide y dirige hacia direcciones opuestas dentro de la diáfisis.

- b) Arterias longitudinales centrales. Estas ramificaciones se dirigen hacia la periferia de la médula y cerca de los extremos del hueso donde se unen a las ramificaciones de la arteria nutricia.

Los nervios se encuentran en vertebras y en huesos planos y en las capas del periostio, se distinguen numerosas ramificaciones de estos nervios y aquí parten de delgados filetes nerviosos que acompañan los vasos nutricios al interior del hueso hasta alcanzar los conductos de Havers.

El periostio es muy sensible a los estímulos dolorosos mientras que el tejido óseo es relativamente insensible. (1)

HISTOFISIOLOGÍA

El hueso no solo se encarga de darle fortaleza, dureza, protección al organismo, actuando como amortiguador del contenido de calcio en el



torrente sanguíneo. Los huesos en su estructura poseen el 1% de calcio intercambiable para cederlo de forma inmediata en los casos que se requiera en el organismo, este calcio intercambiable se encuentra en el tejido óseo recién formado.

La regulación puede ser de corta ó larga duración por lo que se explicará la acción de las hormonas en el metabolismo óseo:

- a) Hormona Paratiroidea
- b) Hormona Calcitonina
- c) Hormona del Crecimiento
- d) Hormona Tiroidea
- e) Hormonas Sexuales

La hormona paratiroidea aumenta la cantidad de calcio en la sangre provocando la resorción ósea.

La hormona calcitonina tiene efecto de antagonista al de la hormona paratiroidea, la calcitonina detiene la resorción ósea.

La hormona de crecimiento tiene un efecto en el desarrollo del hombre, estimulando el crecimiento del hueso en dirección longitudinal, pero ayuda en la proliferación de los odontoblastos.

La hormona tiroidea favorece la formación de hueso, por su acción de reclutar y activar al osteoblasto.

Las hormonas sexuales actúan en el hueso para desarrollar y mantener la masa ósea influyendo en la actividad del osteoblasto, por lo que es importante su disminución de estas hormonas en la menopausia, provocando la aparición de Osteoporosis en la mujer.



Otro factor importante es la vitamina D actuando como regulador de calcio porque se encarga de la captación del calcio en el intestino. (1)(4)(5)

Cuando se coloca un implante en el hueso se pueden presentar estos mecanismos naturales de reparación ósea.

OSTEOGÉNESIS

Transferencia de células productoras de hueso hacia la región afectada.

OSTEOCONDUCCIÓN

Es la estimulación de las células del mesénquima para provocar la diferenciación de células osteogénicas y dar comienzo a la producción de hueso.

OSTEOINDUCCIÓN

Sustitución progresiva y crecimiento proporcional en el frente del hueso. (6)



- CAPÍTULO 2 -

INJERTOS UTILIZADOS EN ODONTOLOGÍA

La ciencia que ha surgido con un rápido progreso es la Ciencia de los Biomateriales que desempeñan un papel importante para ser utilizados como sustitutos de tejido vivo.

Entre los materiales que se pueden mencionar son: los metales, polímeros naturales y sintéticos, cerámicas, vidrios biológicos y muchos más.

La clasificación de los biomateriales es por la respuesta que provoca entre el implante – tejido vivo.

La influencia de los materiales biotolerados es provocar un efecto en la diferenciación y proliferación celular. Entre estos materiales típicos contamos al acero inoxidable, polietileno, aleaciones de cobalto y el polimetacrilato.

Los bioinertes tienen contacto íntimo tejido – implante; los ejemplos clásicos son los cerámicos de Al_2O_3 , carbón y titanio.

Los materiales bioactivos forman enlaces entre la fase tejido – implante por un enlace químico y los más comunes son las cerámicas de fosfato tricálcico y vidrios biológicos. (6)

Cartilago

La pérdida de contorno de sustancia dura se repara generalmente con sustancias de una textura similar. Los defectos de contorno caracterizados por la pérdida o el desplazamiento de la estructura del soporte pueden interesar las prominencias frontales, mentonianas o malar, el piso de la órbita o sus márgenes, la porción externa de la nariz o de la oreja. Estos defectos



han sido corregidos con una diversidad de sustancias que incluyen tejido autólogo viable así como una diversidad de materiales inertes.

El uso del hueso y cartilago ó de un material inerte tal como el Tantalio, Vitallium o Caucho de Silicón han reportado buenos resultados reflejando la sorprendente tolerancia que los tejidos presentan a veces frente a un cuerpo extraño.

La exposición del lecho para el injerto es fundamental y requiere un socavado adecuado.

Tanto con el cartilago como con el hueso, el uso de moldes preconstruidos como patrón para conformar el implante puede, sin duda, resultar valioso.

Millard ha publicado varios casos éxitosos con implantes de mentón, utilizando cartilago homólogo y heterógeno insertado a través del surco vestibular de la boca .(7)

HUESO

El hueso es el pionero de los implantes pero sobre todo la base de la experiencia para desarrollar los materiales actuales.

El hueso sigue siendo común para la corrección de defectos de contorno, particularmente el hueso autólogo fresco. Como en el caso del cartilago, los injertos óseos pueden ser de 3 tipos:

- a) Autólogo
- b) Homólogo
- c) Heterólogo

La fisiología del crecimiento óseo y de injertos de hueso es una de las fases más interesantes de la ciencia médica y sigue siendo un campo fértil para nuevos descubrimientos.

Cambell, Chase y Herdon han publicado excelentes reportes clínicos, donde los hallazgos, favorecen abrumadoramente al hueso iliaco para los



procedimientos de injerto óseo, los grandes espacios que están dentro de la sustancia del hueso ilíaco esponjoso permiten una rápida revascularización con supervivencia de muchas de las células injertadas. (7) (8)

Abbott y col demostraron la presencia de trabéculas de neoformación a los 10 días con los injertos ilíacos, además, afirman que el hueso cortical de la tibia tienen bajo poder osteogénico debido a la necesidad de reabsorción y reemplazo de la mayor cantidad de hueso denso que no sobrevive.

Los injertos de costilla, se compara con los injertos ilíacos debido a los espacios abiertos que se presentan revascularizados.

El hueso ilíaco parece ser mucho más resistente a la presencia de infecciones, Obqegeser ha informado el uso de injertos en bloques de hueso ilíaco homólogo en presencia de infección, señalando que es más rápida y segura la regeneración. (7) Los injertos ilíacos usados para defectos faciales se implantan por medio de vías similares, aquellas que se emplean con los cartílagos de la región temporal, las cejas en el nacimiento del cabello y el reborde alveolar. También se han utilizado en reborde infraorbitario, cicatrices previas y en la zona submentoniana.

Además han aplicado implantes de hueso al maxilar superior a través de una incisión en el margen del ala de la nariz. Por su parte Converse ha logrado resultados notables insertando hueso ilíaco a través de la cavidad bucal para compensar defectos faciales. (7)

Los injertos en bloque son más duros para modelar que el cartílago, este modelado se puede lograr con pinzas gurbias o con sierra de Styquer. Puede resultar ventajoso combinar un injerto en bloque modelado, con trozos de hueso en el relleno de contornos esto ayuda tanto a la precisión de la restauración como a una consolidación temprana.

Generalmente un apósito con una precisión modelada y firme es todo lo que se necesita para la fijación aún cuando se pueda utilizar la fijación directa con alambres. Converse también observó la reconstrucción de piso



de la órbita y del hueso malar después de una extensa resección por una enfermedad neoplásica.(7) (8)

YESO PARIS

Fue uno de los primeros materiales investigados como sustituto óseo. El yeso utilizado como implante se produce por calcinación a temperaturas de 110 a 130°C con pérdida de agua. La historia del uso de este yeso aún se sigue escribiendo en la literatura por que su acción es ocupar el espacio en el que se coloca y evita la formación de tejido de granulación en el lugar implantado.(6) (8)

IMPLANTES ARTIFICIALES

Con relación a los implantes artificiales como los injertos aloplásticos, Smith, Grino y Peer están en contra del uso de estos reemplazos hechos con cuerpos extraños.(7)

Kiehn sostiene que con un ligero traumatismo, los implantes aloplásticos se pueden infectar y reabsorber por lo que es aconsejable su protección. Ha habido un auge en la utilización de materiales como el Vitalium y otros metales. Así como también de polietileno, metacrilato de metilo, el ivalón, teflón una resina sintética y ha tenido mayor éxito por que es más resistente que el caucho de silicón.

Conley ubica la fecha de inicio de la búsqueda de implantes en 1565, en ese entonces se aplicaban sustancias extrañas al organismo. Petronius implementó una placa de oro para la reparación de defectos del paladar fisurado; desde entonces se han buscado diversos materiales tales como el márfil y parafina que fueron descartados por su daño y malos resultados en el organismos, así como el rechazo del mismo.



No obstante las ventajas del cartilago y del hueso como materiales de relleno, también, poseen ciertas desventajas como.

Reabsorción, distorsión, dificultad de conformación y necesidad de cirugía adicional.

Por estas razones, los injertos aloplásticos se siguen utilizando para la reconstrucción de contornos.

Los requisitos que debe reunir un implante aloplástico son:

- a) No debe producir reacción en los tejidos orgánicos
- b) No debe producir tumor
- c) Debe ser de fácil manipulación:

Venable usó implantes metálicos y se caracterizó por sus frecuentes fracasos, demostrando que se producía corrosión a través del proceso de electrólisis en la mayoría de los metales que se utilizaban entonces.

Mencionan tres metales que eran suficientemente electropasivos para ser utilizado en cirugía:

- a) Vitallium es una aleación de cobalto, cromo y molibdeno.
- b) Tantalio elemento metálico descubierto por Ekeburg en 1892.
- c) Acero 18-8 SMO es una aleación inoxidable y estos metales en cirugía han sido ampliamente utilizados como placas, tornillos, alambres y férulas. El tantalio y vitallium se han utilizado con gran éxito para relleno de defectos faciales, así como placas para neoplasias.

Beder y col han realizado extensos estudios con titanio, un metal caracterizado por ser muy ligero, posee un alto grado de resistencia a la corrosión, resistencia y baja conductividad, además concluye que los metales de titanio son bien tolerados por los tejidos.(6) (7) (8)

RESINAS SINTÉTICAS

La reconstrucción de los contornos, las resinas sintéticas han alcanzado probablemente un uso más amplio que los metales, en los últimos años.



Una resina termoplástica pueden ser moldeada bajo calor y presión sin cambios químicos. De estas resinas sintéticas, el metacrilato de metilo, el polietileno, el alcohol polivinílico y el politetrafluoretileno han sido utilizados con buenos resultado.

Freedman, informó de 20 casos clínicos, donde empleó esponjas de ivalón para la reconstrucción facial; menciona 4 complicaciones en dos de los cuales se tuvieron que remover las esponjas, sin embargo no había pasado suficiente tiempo para evaluar el efecto de fricción, el traumatismo, la contracción tardía de la cicatriz y la estimulación carcinogénica. Por su parte Cambell señala que el polietileno se ha usado en defectos de huesos faciales durante un periodo de 4 años y se han observado resultados satisfactorios, ya que no ha sido necesario remover ninguno de los implantes en ese periodo.(7)

Ya en 1956 Quereau y Souder usaron politetrafluoroetileno (teflón) para la restauración del piso de la órbita y el contorno del maxilar superior. Calnan indica que el teflón fue el menos irritante a los tejidos, el material es blanco, la superficie se siente serosa al tacto, y el plástico puede tallarse y conformarse con un cuchillo.

El teflón es el plástico más inerte que se ha desarrollado desde el punto de vista químico, es estable a temperatura de 327°C autoclavable su resistencia traccional relativamente alta, es flexible, tiene memoria y sufre una recuperación prácticamente completa frente a una deformación bajo carga. Nada se adhiere al teflón con fuerza apreciable y el agua no lo moja.(7) (8)

CAUCHO DE SILICONAS

Está difundándose mucho y puede resultar uno de los materiales más útiles que se hayan desarrollado hasta ahora para la corrección de los contornos. Tiene varias ventajas sobresalientes, ya que se presentan



distintas formas y se contornean fácilmente, se puede meter al autoclave y es aparentemente no irritable.

De particular interés resulta una forma inyectable, que está siendo utilizada en la actualidad de modo experimental para la eliminación de arrugas, así como la corrección de deformidades de contornos.

Los materiales plásticos pueden, con el tiempo, tomar el lugar de todos los injertos no autólogos. Con el mejoramiento de la técnica estéril, la cirugía actualizada y el uso de los antibióticos, este margen de seguridad ha aumentado notablemente en lo que se refiere al procedimiento intrabucal.

Recientemente se ha estudiado a Proplast material microporoso que consta de un compuesto de teflón y grafito pirolítico como material de implante y como una interfase estabilizadora para prótesis metálica. Entre sus cualidades sobresalientes se cita que las células de los tejidos blandos crezcan en el interior de su sustancia alcanzando una mayor estabilización y es biocompatible. Hasta este momento se le ha utilizado extensamente en las correcciones de los contornos faciales, particularmente en implantes de mentón.(6) (7)

Bardenheuer parece haber sido el primero en realizar un injerto óseo autólogo en la mandíbula en 1891. Sykoff en el año de 1900 fue el primero que hizo un trasplante libre de hueso para el maxilar inferior. Klapp utilizó el 4to metatarsiano como trasplante para reemplazar la rama ascendente y el cóndilo perdido. Digman informó del uso de hueso metatarsal como reemplazo del cóndilo.(7)

Los injertos óseos del maxilar inferior están indicados en casos de falta de unión de estructuras de la mandíbula en los que avivamiento de los extremos fracturados traería como resultado un acortamiento de la mandíbula. Los injertos de hueso pueden estar indicados en casos de extrema atrofia mandibular. Pueden también utilizarse para rellenar defectos de contornos y pérdida de todo el espesor de sectores de la mandíbula que se producen como resultado de infecciones, traumatismos o resección de enfermedades neoplásicas. Watson ha señalado que hay variaciones



posibles en el proceso de cicatrización de una fractura y que la unión retardada no necesariamente significa falta de unión. En el caso de la mandíbula debido al hecho de que no soporta peso, la unión ósea puede producirse eventualmente aún sin inmovilización, si el paciente se mantiene con una dieta controlada. (6) (7) (9)

XENOINJERTOS

Desde 1889 Sean, reportó el uso de hueso bovino descalcificado con ácido muriático para rellenar defectos óseos consecuencia de haber extirpado tumores o por osteomielitis.

El hueso vacuno BONOPLAS tratado por extracción detergente, esterilizado y deshidratado por congelación, se ha empleado para el tratamiento de los defectos óseos. Kiel Bone es hueso de becerro ó de buey desnaturalizado con peróxido de hidrógeno y esterilizado con óxido de etileno. El hueso inorgánico es de hueso de buey del cual se ha extraído el material orgánico empleando la etilendiamina después se esteriliza por medio del autoclave. Estos materiales se han experimentado y descartado por distintas razones, pero se mencionan por razones históricas. (6) (7)

BIOMATERIALES DE FOSFATO DE CALCIO.

- 1- Hidroxiapatita que tiene una proporción calcio-fosfato de 1:67, similar a la que se encuentra en el material óseo. Este material por lo general es bioabsorbible.
- 2- Fosfato tricálcico con una proporción calcio-fosfato de 1: 5 es un mineral β° whitlockita y este es bioabsorbible parcialmente.
- 3- El esqueleto de ciertos vertebrados marinos de las especies de Coral se ha desarrollado un material de hidroxiapatita. No se trata de un material cerámico, ya que no se produce por medio de la fusión de sus partículas y el cristal es mucho más pequeño. Los componentes orgánicos del coral



se eliminan por descomposición con hipoclorito de sodio y el esqueleto limpio que consta de carbonato de calcio Aragonita, se transforma en una hidroxiapatita por medio de intercambio hidrotérmico. La apatita que se forma a través de este proceso sustituye por completo a la aranginita porosa, la estructura porosa original del coral se conserva durante el transcurso de conversión y el material de hidroxiapatita resultante tiene un diámetro uniforme de poro de casi 200 micras y un diámetro de interconexión entre los poros similares al del poro mismo. La frágil naturaleza del material permite el modelado acostumbrado para las especificaciones finales durante la cirugía empleando un instrumento rotatorio y también existe de forma granular.

Los biomateriales de fosfato de calcio tienen una excelente compatibilidad con los tejidos, no dan lugar a una inflamación o de respuesta a un cuerpo extraño, estos materiales son osteoconductores y no osteoinductores lo que significa que cuando se colocan cerca del hueso inducirán formación ósea pero no cuando están rodeados por tejidos no formadores de hueso como la piel.

El tamaño de los poros y de sus interconexiones parecen ser factores importantes para el crecimiento hacia adentro del tejido formador de hueso. Los poros de 50 y 150 micras traen como resultado la formación osteoide y los que tienen diámetro mayores a 150 micras facilitan el crecimiento de hueso mineralizado.

Los materiales de fosfato de calcio se unen al hueso vivo mediante los mecanismos de este cemento, aparentemente naturales pero los fosfato de calcio no pueden ser desinsertados del hueso adyacente sin fracturar, ya sea el implante o el hueso y no en la interfase implante-hueso. Informes de casos y experimentos no controlados en seres humanos demuestran que los materiales biocerámicos de fosfato de calcio son tolerados perfectamente y es posible una reparación clínica de las lesiones.(6) (7) (8) (9)



Yukna y cols. encontraron que después de tres años las ganancias permanecían estables en los sitios implantados mientras que las zonas tratadas solo con desbridamiento presentaban regresión.(6) (7)

Froum, llevó a cabo un estudio histológico de los tratados con Periograf y demostró que los injertos sintéticos no formaban la regeneración de las estructuras perdidas, el material injertado parecía estar encapsulado por colágeno pero no denotaba evidencia de osteogénesis en sus uniones.

Por otro lado Kenny empleó un implante de hidroxiapatita derivado del coral "Interpore 200" en 25 pacientes de dos lesiones verticales cada uno, un defecto fue implantados con hidroxiapatita porosa Interpore 200 revelaron que el material es invadido por tejido conectivo, el cual está formado por hueso de manera activa. La mayor parte de los casos muestran la unión, pero también se encuentra una abundante formación de cemento nuevo con tejido fibroso próximo al implante; no se observó resorción del material implantado.

Basándose en la información disponible el uso de la hidroxiapatita porosa derivada del coral puede recomendarse con cautela aunque todavía se requieren de estudios en los defectos cicatrizantes después de su uso, así como también del potencial de reabsorción del material.(6) (7)

Los materiales cerámicos aunque son frágiles y susceptibles a la fractura son demasiado confiables para su empleo en odontología por su biocompatibilidad y comportamiento inerte. Por lo menos se han desarrollado materiales bioactivos y otro tipo de material que es una cerámica no reactiva. Este tipo de cerámica bioactiva rica en calcio y fosfato como la hidroxiapatita que está formula de $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ similar a la del hueso y del diente ha utilizado como injerto para el crecimiento de los puentes alveolares y para llenar defectos óseos. Para este uso se puede emplear en bloques y en gránulos que se pueden empacar en las zonas receptoras para producir un anclaje para el nuevo hueso en crecimiento. Una de las desventajas de utilizar este tipo de material es guardarlo en el sitio de implantación. Estos



materiales se han desarrollado en donde la colágena se usa como matriz para sostener las partículas juntas en el defecto, por lo que se proporciona un medio más estable para la formación de hueso nuevo. El material se puede proporcionar en forma densa y porosa para la formación adecuada de la osteogénesis.(6)(7)(8)(9)



- CAPÍTULO 3 -

HIDROXIAPATITA CORALINA

Los componentes de fosfato de calcio fueron usados inicialmente en la cirugía oral y maxilofacial a principios del año de 1989. Las primeras formulaciones de hidroxiapatita usadas como relleno de cavidades óseas se obtuvieron por sinterización, calentando el precipitado a temperaturas de 1100°C. Estos productos incluyen a Pro Osteon e Interpore, los cuales son hidroxiapatitas creadas del exoesqueleto coralino.

Ciertos géneros de corales marinos tienen porosidades interconectadas en sus esqueletos, además de que se componen principalmente de carbonato de calcio. A mediados de 1989 científicos en materiales utilizaron estos esqueletos de coral como una estructura para hacer un sustituto óseo. Son dos los procesos para la fabricación de los implantes coralinos. Uno propone el uso directo del coral en forma de carbonato de calcio. Estos materiales son incluso llamados corales naturales. Otra propuesta es el uso del esqueleto coralino procesado, que convierte el carbonato de calcio a hidroxiapatita, este proceso se llama Replamineform .

Otro tipo de hidroxiapatita natural microporosa y no absorbible derivada de algas calcificadas es la ficógena. La arquitectura natural de algunas algas calcificadas como la Rhodophyceae y la Cholophyceae tienen las siguientes características:

Presentan una superficie parecida al hueso

Tienen afinidad por las proteínas

Poseen afinidad por el factor de crecimiento de la matriz ósea.



La integración del hueso y su proliferación sobre la hidroxiapatita ficógena se debe a que el patrón de mineralización es igual en el hueso que en el alga.(10) (11) (12)

Las propiedades fisicoquímicas de la hidroxiapatita ficógena son:

- *Poseen un área de superficie y tamaño de cristal idéntico al hueso
- *Contiene carbonato de calcio en 98%.

El tamaño de cristal de hidroxiapatita ficógena puede ser agrandado colocandolo en altas temperaturas pero puede disminuir el área de contacto entre el implante y el hueso.(13)

FABRICACIÓN DE LOS SUSTITUTOS ÓSEOS CORALINOS

El arrecife de coral está compuesto principalmente de corales. Los corales existen en dos formas: una forma suave sin estructura inorgánica significativa y una estructura sólida, llamado coral pétreo. Estos corales son colonias de muchos animales individuales, llamados pólipo, todos derivados originalmente a partir de un solo animal. El pólipo es la unidad fundamental del coral; los corales crecen mejor en aguas cálidas y poco profundas a lo largo del ecuador. Los pólipos crecen sólo sobre la superficie del coral y de ellos obtienen los nutrientes y la luz solar. Los pólipos depositan carbonato de calcio para formar un esqueleto poroso interconectante en forma de cristal de Aragonita, ésta es relativamente inestable y se convierte en una forma termodinámica más estable, llamada Calcita, si está sujeta a calor.

El esqueleto inorgánico es formado directamente en el mesenterio del pólipo a través de un proceso similar a la calcificación biológica del esmalte y dentina del diente de mamíferos. El esqueleto es una estructura compuesta, que consiste esencialmente de carbonato de calcio con mínimas cantidades de matriz orgánica. La porosidad se presenta dentro y entre los pólipos.

Como los pólipos crecen, ellos vacían su esqueleto viviendo debajo de una



red de porosidades interconectadas, los cuales tienen el tamaño de poro correcto para el crecimiento óseo. Estas hacen del coral un atractivo sustituto óseo.

Los corales pétreos son los únicos corales útiles para la fabricación de implantes óseos. Aunque existen muchos géneros de corales pétreos, solo un número limitado tiene la porosidad interconectante con el diámetro de poro requerido.

Un grupo de científicos de Francia abogó por el uso de corales que obtenían directamente del mar. El nombre registrado de este coral natural es Biocoral (Inoteb). El coral es limpiado de organismos y esterilizado pero no tiene otro proceso; otros géneros de coral han sido procesados y probados como los corales naturales, Porites, Mustastrea, Dichocoenia, Goniopora y Acrópora. El Biocoral esta disponible en forma granular y en bloque. El proceso de fabricación está patentado, pero parece consistir en una limpieza con detergente y un paso para remover los organismos de las porosidades. Los residuos orgánicos, basados en un análisis de aminoácidos son mínimos y se ha reportado que están en concentraciones de nanomoles (peso atómico molecular expresado en gramos). El producto es esterilizado por radiación, ya que el fabricante recomienda que el producto no sea esterilizado a vapor debido a que el calor puede transformar la Aragonita en Calcita.(11) (13)

El esqueleto de coral es barato al ser un material natural y este se puede preparar fácilmente para ser utilizado como implante. Presenta excelentes propiedades biocompatibles y tiene la estructura porosa similar al hueso.

El coral natural consiste en 98 a 99 % de carbonato de calcio en forma de aragonita y de 1 a 2 % de aminoácidos. El coral actúa como matriz pasiva para el crecimiento interno del tejido óseo, este implante es reabsorbido por los osteoclastos, pero al mismo tiempo los osteoblastos producen sustancia ósea en el injerto captando los iones calcio libres y así forman hueso nuevo.



La preparación de coral descrita por Papacharalambous y Anastasoff es muy fácil y consiste en remover la materia orgánica al colocar al coral en una solución de hipoclorito de sodio al 5% durante 30 horas. Después de la inmersión del coral en hipoclorito, los tejidos suaves que quedan en el coral se elimina eliminándolo con una solución de agua deionizada durante 3 horas.(11) (15) (16)

El coral puede ser mecánicamente fragmentado para utilizarse en gránulos o utilizarse en bloques donde su adaptación al contorno se realiza con fresas de diamante en el trasoperatorio.

La hidroxiapatita coralina es también derivada del coral marino, ya sea *Goniopora* o *Porites*. Es convertido de carbonato de calcio a fosfato de calcio usando una reacción de intercambio hidrotermal. En estado sólido hay una reacción topotáctica, en la cual los iones de calcio permanecen estacionarios y cada parte de fosfato es sustituido por una parte de carbonato. Aunque son muchas las formas de fosfato de calcio, la reacción preferentemente resulta en una hidroxiapatita de calcio o el contenido mineral del hueso. Debido a que ésta es una reacción en estado sólido, la porosidad interconectante inherente en el coral *Porites* y *Goniopora* se preserva perfectamente. Este proceso fue llamado Replamineform por los inventores de la Universidad del Estado de Pennsylvania. Similar al coral natural, el esqueleto original del coral tiene un mínimo componente orgánico después de su tratamiento con agentes oxidantes. Además, las altas temperaturas y reacciones cáusticas del proceso de Replamineform reduce y desnaturaliza cualquier molécula orgánica existente. Los productos son patentados como Pro Osteon o Interpore (Interpore Cros Internacional, Inc) dependiendo del mercado al cual se dirija. El número que le sigue al nombre patentado designa nominalmente el diámetro de poro, que puede ser 500 a 200 nanómetros. Un híbrido coralino también ha sido desarrollado. Es un compuesto de carbonato y fosfato de calcio y ha sido probado en numerosos experimentos en animales; se introdujo en el mercado como un cerámico poroso coralino



reabsorbible. Este material es fabricado usando un proceso que trunca el proceso original de Replamineform antes de que complete su conversión a hidroxiapatita. El resultado es un implante que consiste principalmente de carbonato de calcio poroso, pero todas las superficies internas y externas de las porosidades tienen una delgada capa de fosfato de calcio, en su mayoría hidroxiapatita. El grosor de la capa de hidroxiapatita puede ser ajustado para ser una familia de implantes reabsorbibles con diferentes índices de reabsorción.(10) (11) (12) (13)

PROPIEDADES IN VITRO DE LOS SUSTITUTOS ÓSEOS CORALINOS

Las propiedades físicas de principal importancia para los implantes coralinos incluyen el promedio de tamaño de poro, la porosidad y la fuerza mecánica.

Las formas pueden ser en bloques ó en gránulos, pueden también determinar su utilidad clínica, aunque los bloques están disponibles en un rango de formas y tamaños, estos son generalmente conformados durante el transoperatorio al contorno del defecto quirúrgico. Igualmente los gránulos están disponibles en una variedad de tamaños dependiendo de su indicación.

La porosidad, en contraste al diámetro de poro, es una variable que tiene mas métodos universalmente aceptables para su estimación. Puede ser cuantificado usando métodos gravimétricos o análisis de imagen. El análisis de imagen tiene la particularidad de ser efectivo debido a que puede ser usado para cuantificar el crecimiento de hueso después de la implantación. Un método particularmente efectivo para la histomorfometría es la microscopía de barrido electrónico.

La biomecánica de los materiales coralinos es importante para sus



aplicaciones clínicas. En general, los cerámicos tienen una alta fuerza compresiva pero baja fuerza tensil. Ello se relaciona con la baja tenacidad a la fractura. La porosidad de la interconexión de los implantes coralinos también disminuye las propiedades mecánicas. En consecuencia sus propiedades mecánicas son más parecidas al hueso esponjoso que al hueso cortical. Los implantes coralinos con más baja porosidad tienen las propiedades mecánicas más altas y pueden ser usados en ciertas aplicaciones clínicas. Sin embargo, la fragilidad de los cerámicos porosos, hace a los bloques más fácilmente moldeables en la operación con instrumentos convencionales.

PROPIEDADES IN VIVO DE LOS SUSTITUTOS ÓSEOS CORALINOS

Inmediatamente después de la implantación de los cerámicos coralinos, el tejido fibrovascular comienza a invadir las porosidades. El índice de crecimiento parece ser el mismo sin importar el tamaño de poro, la cantidad de volumen, o la localización de la implantación, así como el tamaño del lecho receptor. Esta situación ha sido observada en defectos óseos así como también en los sitios de tejido blando, tal como un implante intraocular.

Este índice de crecimiento ha sido bien caracterizado en una variedad de modelos animales incluyendo a los humanos. Normalmente en un inicio se forma un coágulo sanguíneo en las porosidades, esto puede permitir que el tejido que se está regenerando proliferé; este proceso toma más de 3 semanas para la mayoría de los implantes de tamaño grande, en promedio cerca de 3 mm por semana.

Los implantes coralinos son osteoconductivos cuando son colocados cerca del hueso. El crecimiento óseo dentro del implante solo se lleva a cabo



cuando el cirujano se asegura de que se alcancen los siguientes criterios que son la triada de la conducción.

1. Proximidad hueso - implante
2. Viabilidad
3. Estabilidad

La característica de la proximidad consiste en que el implante debe estar en aposición directa con el hueso. Aunque los requerimientos exactos de la proximidad son polémicos, la distancia no debe de ser mayor a 1 mm. El área total de contacto entre el implante y el hueso circundante también influye positivamente en el defecto osteoconductor. La viabilidad del hueso circundante en la proximidad del implante es también un requerimiento. Las condiciones que disminuyen la viabilidad también disminuyen el efecto de osteoconducción. De igual importancia es la estabilidad entre el implante y el hueso circundante, aunque el micromovimiento se requiere para mantener la regeneración ósea, también se ha demostrado que el macromovimiento constante disminuye e incluso evita que ocurra la osteoconducción.

La formación ósea dentro del implante ocurre inicialmente en la superficie. Esta formación demuestra que los materiales coralinos son bioactivos. Si los osteoblastos proliferan luego sobre la superficie del implante es osteoconductor. Durante el proceso de osteoconducción los osteoblastos son inicialmente identificados, normalmente sobre la superficie del implante. Rara vez los condroblastos se ven dentro de las porosidades. Por lo tanto este proceso es más parecido a la osificación intramembranosa que a la formación ósea endocondral.(12) (17)

Una comprensión molecular y celular del mecanismo exacto por el cual suceden estos eventos no ha sido aclarada. Aunque la osteogénesis dentro de las porosidades ha sido ampliamente descrita, el origen de las células óseas no se conoce definitivamente, algunos estudios sugieren que la bioactividad y la osteoconducción ocurre tanto en el carbonato de calcio y la



bioactividad es exclusiva a las superficies de la hidroxiapatita.

Los implantes coralinos son anisotópicos, es decir, tienen una microestructura que tiene direccionalidad. Esta anisotropía es evidente en sus propiedades mecánicas. Esto es diferente en un coral *Goniopora*, que en un *Porites*. Además de la anisotropía los implantes coralinos de diferente género tienen diferentes porosidades. Algunos estudios sugieren que hay más formación ósea en implantes con mayor porosidad. Si esta afirmación es verdadera puede ser debido al mayor espacio disponible. Sin embargo, es importante que el cirujano elija el implante con las propiedades mecánicas requeridas. La consideración biomecánica puede entonces dictar el uso de un material de menor porosidad.(15) (20)

La cantidad de formación ósea dentro de las porosidades parece ser muy influenciada por las características mecánicas aplicadas al implante. La ley de Wolf que dice: cada cambio en la función de un hueso es seguido por ciertos cambios definidos en la arquitectura interna y en la conformación externa de acuerdo con las leyes matemáticas. Esta influencia ha sido claramente demostrada por la colocación del mismo material en sitios con diferentes cargas en el implante.(22)

REMODELADO ÓSEO DENTRO DE LOS IMPLANTES CORALINOS

El remodelado que se genera dentro de las porosidades del implante es muy importante para la reparación de los defectos óseos y prevenir fracturas. El crecimiento óseo dentro de las porosidades en el primer mes es en promedio de 14 %. A los 12 meses, el volumen de hueso generado es de 56 % en promedio. Las fuerzas de torsión y compresión dentro de los poros de la hidroxiapatita aumentan bastante debido a la formación ósea. Las fuerzas de torsión y compresión se incrementan más a los 10 y 20 meses. Las propiedades del material a los 12 meses son aproximadamente el 50 %



igual al hueso cortical normal. El modelado y remodelado del hueso ocurre tanto dentro de las porosidades del implante y por fuera del implante.(19)
(20)

RESORCIÓN DEL IMPLANTE

En general son dos los procesos que están mediados por las sales de calcio tanto la hidroxiapatita como carbonato de calcio. Estos dos procesos son la disolución y la reabsorción. La disolución se lleva a cabo por los principios de física – química; algunos de los importantes factores que controlan la disolución son la solubilidad de la matriz del implante, la producción de volumen de área de superficie, la acidez local, la conducción de fluidos y la temperatura. Estas variables pueden ser manipuladas en sistemas in vitro. En contraste, la resorción es un proceso biológico mediado por células, esto es muy influenciado por variables biológicas y biomecánicas, por lo tanto se analiza utilizando modelos in vivo.

Como regla, el índice de disolución es inversamente proporcional a la proporción de fosfato de calcio, la pureza y el tamaño de cristal. Y es directamente proporcional al área de superficie y porosidad. El fosfato tricálcico con una proporción de 1:5 se disuelve más rápido que la hidroxiapatita con una proporción de 1:7. El carbonato de calcio se disuelve por lo tanto más rápido. La pureza de los cerámicos es afectada por la sustitución de iones, tal como en la apatita carbonatada. Por ejemplo la hidroxiapatita de calcio pura se disuelve más lentamente que la hidroxiapatita de calcio carbonatada. El tamaño de cristal del hueso en micras es substancialmente más pequeño que los materiales sintéticos. El tamaño del cristal de la hidroxiapatita coralina es intermedio. El tamaño del cristal, la macroporosidad, y la microporosidad son importantes debido a la influencia del área de superficie. A mayor área de superficie es mayor su índice de disolución. Los implantes con macro y microporosidad como la hidroxiapatita coralina tienen una gran área de superficie, aproximadamente de 1.5 a 2.0



m²/g. El área de superficie específica del hueso es mayor.(15) (20)

La resorción que se aplica al hueso y a los sustitutos de hueso, es una biodegradación mediada específicamente por los osteoclastos. Los osteoclastos disuelven los fosfatos de calcio del hueso y las sales de calcio secreción de una solución extracelular con altas concentraciones de ácido. Los osteoclastos secretan la enzima anhidrasa carbónica para reabsorber el hueso y los implantes coralinos. Además se ha llegado a aclarar que los osteoclastos y los osteoblastos trabajan en conjunto. Sin embargo, las cargas biomecánicas pueden afectar la resorción de los implantes coralinos. Este efecto es ilustrado en la colocación de hidroxiapatita coralina bajo dos extremos de carga.

En este estudio con animales se ha visto que el índice de resorción de la hidroxiapatita coralina se estima que es de 2 a 5% por año cuando se colocan en defectos corticales. La variación biológicas es también de mucha influencia en los índices de resorción, entre especies iguales y especies diferentes.(18)

El Coral Natural de Goniopora así como la Aragonita y la Calcita, se reabsorben aproximadamente 65% a las dos semanas y 80% a las 6 semanas en pequeños defectos en conejos, la osteoconducción ocurre sobre y dentro del Coral Natural. Después de la resorción el volumen entero puede llegar a incorporarse con los huesos regenerados. La osteoconducción es mas complicada en los defectos grandes debido a que el implante puede reabsorberse antes de que el crecimiento óseo completo haya ocurrido.(16) La regeneración ósea ocurre dentro de la porosidad del Coral Natural y en la periferia donde el hueso huésped está en contacto directo con el implante. El centro del implante Natural de Coral es llenado con tejido blando y matriz osteoide. Presumiblemente el implante se reabsorbe muy rápidamente antes de que la osteoconducción termine en el implante. Los Corales mas densos han sido usados para disminuir el efecto de la resorción, pero es mas limitada su porosidad interconectante y por lo tanto tiene menos porosidad

para la regulación ósea.

Se ha reportado que la resorción y el crecimiento óseo son características en el implante coralino híbrido, compuesto de carbonato de calcio e hidroxiapatita. Para este implante, una delgada capa de hidroxiapatita se forma sobre toda la superficie externa e interna del carbonato de calcio poroso. Para este producto es favorable la hidroxiapatita para el crecimiento óseo y su degradación, aunque lentamente, mientras que el carbonato de calcio poroso es también favorable para el crecimiento óseo pero se degrada rápidamente. En consecuencia, la capa de hidroxiapatita retarda la resorción de la capa inferior del carbonato de calcio para actuar como un índice controlado de resorción del injerto. Teóricamente, la degradación local no es lineal con un efecto de fractura (brote, estallido). Además, el grosor de la capa de hidroxiapatita controla el índice de resorción, el grosor de la capa se ajusta y se programa para una resorción significativa de los 6 a 18 meses.(17) (21)

INGENIERÍA DE LOS SUSTITUTOS ÓSEOS CORALINOS

PROPIEDADES BIOMECÁNICAS

Una propiedad inherente de los cerámicos coralinos es su baja dureza la cual se manifiesta en fragilidad, particularmente en las formas porosas hace que sean relativamente fáciles de modelar. La baja dureza disminuye su capacidad para soportar altas cargas antes de la integración ósea. Por lo tanto los cerámicos deben ser protegidos hasta que el hueso crezca. Esta protección puede ser acompañada con un apropiado uso de técnicas de fijación convencionales.

Se han hecho esfuerzos para mejorar las propiedades mecánicas de los materiales coralinos. Un avance fue el fabricar una mezcla de cerámicos y polímeros reabsorbibles, tal como un ácido poliláctico, esta fue una solución

**ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA**

compleja debido a que el polímero puede llenar los poros interconectantes y por lo tanto disminuir el índice o alcance de formación fibrovascular inicial y el crecimiento óseo. La disminución del contenido del polímero pueden disminuir este efecto, pero las propiedades mecánicas puede disminuir este efecto, pero las propiedades mecánicas pueden disminuir también. En los conejos, los implantes coralinos mezclados con ácido poliláctico incrementa la fuerza compresiva inicial del implante antes de su inserción. Sin embargo, se requieren más de 6 meses para que haya una resorción importante del polímero y un crecimiento óseo equivalente en los implantes no tratados con ácido poliláctico. Estos estudios ilustran la necesidad para desarrollar nuevas soluciones que actúen de manera óptima tanto en la respuestas biológica como en las micromecánicas.

Una propiedad favorable de los cerámicos coralinos es su capacidad amortiguadora del calcio. Además, los implantes coralinos pueden funcionar para disminuir la acidez generada durante la resorción de los polímeros reabsorbibles tales como el ácido poliláctico y ácido poliglicólico. En este caso los cerámicos tienen un mejor desempeño que los polímeros reabsorbibles colocados en sitios óseos.(13) (18)

OSTEOGÉNESIS Y OSTEOCONDUCCIÓN EN LOS IMPLANTES CORALINOS

El proceso de osteoconducción es un proceso extremadamente poderoso. Sin embargo hay situaciones clínicas, en las cuales es virtualmente imposible conseguir la triada de osteoconducción. En parte esto es debido a las condiciones de tratamiento de los humanos. Los defectos traumáticos de los pacientes son de forma irregular sin superficies planas, por lo tanto, los bloques deben ser modelados durante el operatorio para que estos estén en contacto con la superficie, algunas veces los gránulos son



usados para llenar el defecto que dejó el bloque, sin embargo puede haber espacios y a viabilidad del tejido óseo circundante es también óptima.

Los pacientes pueden ser de edad avanzada, fumadores y tener enfermedades metabólicas óseas no controladas, o que hayan sido tratados con quimioterapia. Por último ellos podrían deambular prematuramente comprometiendo la estabilidad de la interface hueso-implante. Por lo tanto los implantes coralinos necesitan usarse en conjunto con otros tratamientos para obtener resultados óptimos y predecibles; las terapias que pueden potencializar el tratamiento incluyen las células osteogénicas, aloinjertos, o factores de crecimiento específicos acompañadas de fijación adecuada.

Los cerámicos coralinos han sido evaluados como extensiones de injerto óseo, al mezclar éstos con los autoinjertos. Esto no es evidencia de que la adición del autoinjerto o los implantes coralinos disminuya su osteoconducción y formación ósea dentro de las porosidades. Los estudios en animales han demostrado el valor de adición de autoinjerto cureteado, incluso el hueso local. Aunque la mezcla del aloinjerto congelado ha sido probada hay poca evidencia de que sea benéfico. Una alternativa es la de adicionar los factores de crecimiento propios del paciente por inoculación de plaquetas y fibrinógeno dentro de las porosidades de los implantes coralinos. Cada uno de estos factores ha demostrado que aumenta la cantidad de formación ósea durante las primeras fases de la reparación de los defectos óseos.

No es normal que ocurra la formación ósea en sitios de tejido blando sin células osteogénicas o sustancias osteoinductivas, tales como los factores de crecimiento o células de la médula ósea. Sin embargo, se ha reportado que se forma hueso en los implantes coralinos colocados en sitios ectópicos, tanto subcutáneo e intramuscular. El mecanismo de esta observación es desconocido. Histológicamente este hueso tienen apariencia normal y típicamente hay aposición directa sobre la superficie interna del cerámico.



Contrariamente a lo que se espera en animales pequeños que forman hueso más rápidamente en comparación con los animales grandes, el hueso ectópico que se forma dentro de los poros del implante coralino parece ser limitado a los animales grandes. No se forma en ratas, ratones o cerdos y sí se forma en conejos, perros, monos y humanos.

Las observaciones realizadas en humanos que recibieron implantes intraorbitarios para la reconstrucción estética de ojos enucleados los resultados fueron favorables por que el implante presentaba una movilidad del globo ocular adecuada y una estética satisfactoria.

En general, la cantidad de hueso regenerado dentro de las porosidades depende del tiempo y ocurre comúnmente después de 3 meses de implantación. Además, la cantidad de hueso ectópico es limitado a menos de 10%, excepto en monos (babones), los cuales tienen una mayor respuesta reparativa.(21) (24)

Los factores de crecimiento tanto purificados como recombinantes han sido exitosamente adicionados a los cerámicos coralinos porosos para inducir la formación ósea. El factor de crecimiento de fibroblastos ha estimulado adicionalmente la proliferación ósea cuando los implantes son colocados en modelos de formación ósea. Los factores de crecimiento funcionan como mitogénicos o morfogénicos. Los mitogénicos estimulan la proliferación tisular, los morfogenes inducen a las células indiferenciadas a diferenciarse en sus linajes específicos. El ejemplo clásico de un morfogen es la proteína ósea morfogenética. Los factores de crecimiento estimulan adicionalmente la proliferación ósea cuando se colocan con los implantes. En este caso el medio es conductivo para la formación ósea del implante. Estos mitogenos incrementan el índice o la predicción del proceso de reparación ósea. En contraste, los factores de crecimiento de los fibroblastos han demostrado inducir la regeneración ósea dentro de los implantes coralinos colocados en sitios de tejido blando y en sitios formadores de hueso, tales como la fusión espinal y huesos largos. La interconexión de los cerámicos coralinos ha



demostrado ser especialmente conductivo para el hueso que se forma por medio de la proteína ósea. La inducción de la proteína ósea dentro de los implantes coralinos depende de la dosis pero tiene tanto una dosis efectiva mínima, como una meseta para la respuesta máxima. Los efectos mitogénicos del factor de crecimiento del hueso es complejo debido a que éstos factores pueden incrementar incluso disminuir la respuesta de formación ósea dependiendo de la dosis.

TÉCNICA QUIRÚRGICA

En odontología es una ventaja tener anestésicos locales, pero también se cuenta con anestesia general para cirugía maxilofacial.

Diagnóstico

Desinfección

Anestesiarse

Incisión

Levantar el periostio

Eliminar zona de granulación

El hueso debe de estar totalmente limpio de agentes nocivos

Colocación del implante de coral

Sutura

Antibióticoterapia

Odontología preventiva de conservación

Quitar suturas

Por último Odontología preventiva y enjuagues de clorhexidina. (24)(25)(26)

Pro Osteon 500

Este material ofrece una estructura porosa interconectante que imita la porosidad del hueso esponjoso humano. Tiene una porosidad interconectada de 500 micrómetros. Esta actualmente disponible en forma de gránulos y



bloques estériles de diferentes tamaño.

Pro Osteon 500 R

Los gránulos también están disponibles en la forma de Pro Osteon 500R la versión reabsorbible de Pro Osteon 500, es considerado un implante relativamente permanente. Por lo tanto los estudios radiográficos para el seguimiento de la cicatrización puede ser difícil, debido a la desaparición del implante en las radiografías. Históricamente los sustitutos óseos reabsorbibles comerciales se reabsorben muy rápidamente. Si hay una rápida reabsorción antes de que el hueso se repare puede resultar en no uniones de hueso - implante, provocar una nueva fractura, y pseudoartrosis.

Pro Osteon 500R se forma a través de una reacción de intercambio hidrotermal del coral marino, este proceso convierte el carbonato de calcio del exoesqueleto del coral a hidroxiapatita, una forma de fosfato de calcio, mientras se mantiene la estructura porosa natural. La conversión comienza sobre la superficie entera del poro y luego continua dentro de los espacios de las paredes del poro con el tiempo (masa interna). Por ajustes en las condiciones de la reacción puede ser controlada la conversión de carbonato de calcio a hidroxiapatita en la masa interna del material. Por lo tanto, la composición original de carbonato de calcio se convierte a hidroxiapatita solo en su superficie. El índice de resorción de este cerámico poroso pueden ser ajustado al variar el grosor de la capa de hidroxiapatita.(13)(24)

Indicaciones para su uso: está indicado para reparar defectos de metáfisis y defectos de huesos largos por quistes y tumores. Por defectos en la fractura de la metáfisis, Pro Osteon 500R debe ser usado en el primer mes y en conjunto con fijación interna rígida.

Advertencias: el Pro Osteon 500R no posee suficiente fuerza mecánica para



soportar la reducción de un defecto antes de que el tejido blando y duro crezca en el sitio, por lo tanto se recomienda la fijación interna. La estabilización externa sola no es suficiente.

Contraindicaciones: en fractura de la epifisis, en sitios con mala vascularidad en presencia de enfermedades metabólicas o sistémicas óseas, cuando la estabilización del defecto no es posible, donde la cobertura del tejido blando no es posible, o en heridas infectadas.

Pro Osteon 200

Este material tiene una porosidad interconectada de 200 micrómetros , se presume que su fuerza compresiva es 2 ó 3 veces mayor a la del hueso esponjoso humano. Está disponible en gránulos y bloques.

Pro Osteon 200R

Es la forma reabsorbible de Pro Osteon 200, similar en Pro Osteon 500R. Pro Osteon 200 se usó originalmente en procedimientos de cirugía oral y maxilofacial por ser un material de muy baja resorción, la más rápida resorción en Pro Osteon 200R se ha indicado para su uso en casi cualquier sistema de reparación esquelética. Se reabsorbe significativamente en aproximadamente 6 meses. Los gránulos pequeños (0.5-1mm) lo hace conveniente para el llenado de defectos pequeños.

Algunos fracasos en la colocación del implante se deben a infecciones en la cavidad oral atribuidas por enfermedad periodontal.(25)

Otra causa es atribuida a la falta de experiencia del cirujano, pero la causa más común es la movilidad del implante al no ser fijado de manera adecuada, por que al haber movimiento no hay el adecuado contacto entre el implante y el hueso.



CONCLUSIONES

En la actualidad los avances de la ciencia de los biomateriales, nos ofrecen alternativas para sustituir el tejido óseo perdido.

El coral natural usado como implante en Odontología es biocompatible, de acuerdo a los reportes no provoca inflamación y es reemplazado parcialmente por hueso neoformado.

Desde 1989 que se introdujo este material como implante se han hecho pocos estudios respecto al coral natural obtenido directamente del mar. La mayoría de los estudios se basan en implantes de coral ya como un producto comercial, lo que hace que se eleve el costo del material.

El coral natural extraído directamente del mar es una alternativa de bajo costo, que se puede tomar fácilmente de la naturaleza, y su proceso de esterilización y desinfección es relativamente sencillo.

Uno de las mayores ventajas del coral es inducir la formación de hueso pero sobre todo que las células penetran en el implante, así como vasos sanguíneos.



REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Finn, Geneser. *Histología*. 3ra Ed. Editorial Panamericana, 1999, Argentina, pp. 263-296
2. Leeson, Roland. *Histología*. 5ta Ed. Editorial Interamericana, 1987, México, pp. 190-230.
3. Roos, Michel. *Histología*. 3ra. Ed. Editorial Interamericana, 1997, pp. 271-304
4. Tresguerres, *Fisiología*. 2da. Ed. Editorial Interamericana, 1999, España. pp. 930-945.
5. Guyton. *Fisiología*. 9ª Ed. Editorial Saunders, 1994, México, pp 1086-1097
5. González, Ramón. *Materiales bioactivos para implantes óseos*,
7. Editorial Coralina 1994 Cuba .pp 7-34.
8. Kruger, Gustav. *Cirugía Maxilofacial*. 5ª Ed. Editorial Panamericana. México 1998, pp 428-445.
9. Donado, Manuel. *Patología y técnica*. 2ª Ed. Editorial McGraw-Hill, 1988, España, pp. 98-105.
10. Anusavise. *La ciencia de los materiales dentales*. 10ª Ed. Editorial Interamericana, 1998, México, Págs 258-272
11. PubMed.
12. www. Interpore.com.
13. www.Bonzzi. com
14. www.google.com
15. www. Pro osteon. com
16. Papacharalambous, K. Natural coral skeleton used as onlay graft for contour augmentation of the face. *Int J Oral Maxillofacial Surg*. 1993;22:260-264.
17. Kasperk, C. Algae – derived (phycogene) Hydroxylapatite. 1988; 17; 319-324



18. Frame, Jhon. Hydroxyapatite as biomaterial for alveolar ridge augmentation. *Int J Oral Maxillofacial Surg.* 1993; 16: 642-655
19. Fricain, J. Influence of the structure of three corals on their resorption kinetics. *J of Periodontal Research*, 1996; 31: 463-469.
20. Martínez, J. Hidroxiapatita en el relleno de defectos óseos.
21. www. World discusión. 1999.
22. Yukna, R. Pacientes tratados con material coralino. *J Clin Periodontal*, 1998; 25: 1036-1040.
23. Holmes, R. Injertos coralinos como sustitutos de hueso. *J Soc Periodontal*, 1994; 32: 88-108.
24. Pollick, S. Formación y degradación de cerámicos coralinos en sitios ectopicos. *J Maxillofac Surg Oral.* 1995 ; 53: 915-922.
25. Grenga, T. La proporción de vascularización de la hidroxiapatita coralina.
26. *Curugía Plástica y Reconstructiva.* 1996; 84: (5) 245-249.
27. Zinner, I. Aumento del maxilar con injertos coralinos. *Int J Maxillofacial Implant Oral.* 1993; 8 (5) 523-528.