



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DISEÑO DE INJERTO ÓSEO, CON TECNOLOGÍA
CAD/CAM.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N O D E N T I S T A

P R E S E N T A:

RODRIGO MENDOZA CASTRO

TUTOR: Esp. ARMANDO TORRES CASTILLO

ASESORA: Esp. CLAUDIA MAYA GONZÁLEZ MARTÍNEZ

MÉXICO, D.F.

2016



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	6
CAPÍTULO 1	8
CAD/CAM Y ESTEREOLITOGRAFÍA	
1. Introducción	8
1.1 Fases de procesamiento	8
1.1.1 Digitalización	9
1.1.2 Modelado o diseño	11
1.1.3 Equipo de fresado	11
1.2 Ventajas del sistema CAD-CAM	12
1.3 Desventajas del sistema CAD-CAM	12
1.4 Estereolitografía	13
1.4.1 Definición	14
1.4.2 Medios de obtención de imagen	14
1.4.2.1 Tomografía axial computarizada	15
1.4.2.2 Resonancia magnética	16
1.4.2.3 Tomografía CONE-BEAM	17
CAPÍTULO 2	19
PRINCIPIOS BÁSICOS PARA LA REGENERACIÓN ÓSEA (ROG)	
2. Introducción	19
2.1 Osteogenesis	19
2.2 Osteoinducción	20
2.3 Osteoconducción	21
2.4 Regeneración tisular guiada	23
2.5 Osteodistracción	23

CAPÍTULO 3	25
INJERTOS ÓSEOS Y BARRERAS	
3. Introducción	25
3.1 Autoinjertos	26
3.2 Isoinjertos	28
3.3 Aloinjertos	28
3.4 Xenoinjertos	30
3.5 Materiales aloplásticos	31
3.6 Barreras	32
3.6.1 Membranas reabsorbibles	34
3.6.2 Membranas no reabsorbibles	35
3.6.2.1 Membranas reforzadas	35
3.6.2.2 Membranas de titanio	36
CAPÍTULO 4	38
FISIOLOGÍA ÓSEA	
4.1 Estructura del hueso	38
4.2 Microestructura	40
4.3 Células óseas	41
4.4 Matrices	46
4.5 Proteínas morfogenéticas óseas	49
4.6 Microestructura	50

CAPÍTULO 5	53
CASO CLÍNICO: FRACTURA DE ORBITA FRONTOMALAR, ARCO CIGOMÁTICO, PARED ANTERIOR DEL MAXILAR	
5.1 Introducción	53
5.2 Complicaciones postoperatorias	54
5.2 Caso clínico	56
CONCLUSIONES	60
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	62

INTRODUCCIÓN

La utilización de avances tecnológicos en el campo de la Odontología, tales como sistemas CAD/CAM, tomografía computarizada, tomografía cone-beam, resonancia magnética y estereolitografía permite mejorar la calidad de las restauraciones dentales así como esqueléticas contribuyendo a que el proceso de fabricación sea más eficiente y rápido.

La conjunción de tecnologías brinda una forma de poder realizar actos quirúrgicos con mayor seguridad, propiciando osteogénesis, osteoinducción y osteoconducción gracias a los diversos materiales que ofrecen las diversas casas comerciales.

Los sustitutos óseos utilizados en la regeneración ósea guiada (la formación ósea mediante la utilización de barreras) pueden actuar sobre el huésped por medio de tres mecanismos, que se relacionan con el éxito de la misma, ya que forman la base de los injertos de hueso, estos mecanismos son; osteogénesis, osteoinducción, osteoconducción.

Históricamente, los injertos de hueso se han utilizado durante casi 100 años en un intento por estimular la cicatrización de los defectos óseos, con ello se ve reflejado la innovación tecnológica.

Aunque el tejido óseo muestra un gran potencial de regeneración y puede restaurar su estructura y función originales por completo, a menudo puede ocurrir que los defectos óseos no se curen con el mismo tejido. Con el fin de facilitar o promover la curación, o ambas cosas, se colocan materiales de injerto en los defectos del hueso.

Con los injertos óseos se consigue un aumento de volumen. No obstante, el variable grado de reabsorción, la posibilidad de secuestro y eliminación del material injertado hacen poco predecibles los resultados. Hay que añadir, como inconveniente, la morbilidad de la región donadora cuando el injerto es autógeno, es por ello que se implementan nuevos materiales, evitando así más abordajes quirúrgicos en el paciente.

Los injertos se clasifican de acuerdo con la fuente donadora: injertos autógenos, isoinjertos, injertos homogéneos o aloinjertos, injertos heterógenos o xenoinjertos, materiales aloplásticos.

A su vez, es muy importante saber la fisiología ósea para que el injerto óseo tenga éxito, gracias a la neoformación de vasos sanguíneos, por ende se debe conocer perfectamente la anatomía del paciente y así no interrumpir el aporte sanguíneo.

CAPÍTULO 1

TECNOLOGÍA CAD/ CAM (DISEÑO ASISTIDO POR COMPUTADORA Y FABRICACIÓN ASISTIDA POR COMPUTADORA)

Introducción

El sistema CAD CAM (Diseño asistido por computadora y fabricación asistida por computadora) es la conjunción de una comunicación computarizada y una función de diseño para y entre ingenieros de diseño e ingenieros de fabricación.

La utilización de esta tecnología en el campo de la Odontología, permite mejorar la calidad de las restauraciones dentales y/o esqueléticas contribuyendo a que el proceso de fabricación sea más eficiente y rápido.

La implementación de estos sistemas en el ámbito odontológico va orillando a que las distintas casas comerciales que manejan estas tecnologías se actualicen continuamente, tanto en el proceso de fresado, software e implementación de escáneres que permiten una mejor resolución, ya sean intraorales, extraorales, así como el lanzamiento de materiales de última generación. De esta manera se pueden obtener restauraciones con excelentes características tanto funcionales como estéticas con un rango de error mínimo.

1.1 Fases del procesamiento.

Los sistemas CAD-CAM van a estar compuestos por 3 fases:

- La digitalización
- El modelado o diseño (CAD)
- El sistema de fresado (CAM)

1.1.1 Digitalización.

Es el método por el cual se va a generar un registro tridimensional de las preparaciones dentarias por medio de un escáner; mediante esta herramienta se va a formar una imagen tridimensional de las preparaciones, de los dientes adyacentes, de los registros oclusales, de los defectos óseos los cuales serán procesados y a su vez transformados en datos digitales para obtener de esta manera la estructura o restauración diseñada.¹

La finalidad de cualquier escáner 3D es crear una “nube de puntos” que represente la superficie del objeto que se quiere escanear. Estos puntos se utilizarán para extrapolar la forma del objeto, procedimiento denominado reconstrucción.^{1,2}

El escaneado se puede llevar a cabo utilizando diferentes dispositivos, puesto que cada uno cuenta con características particulares. La mayoría de los sistemas CAD-CAM comerciales en el ámbito odontológico, parten de un modelo de yeso, cuya superficie se mide mediante distintos dispositivos para obtener los datos digitales que representan la morfología de la estructura a escanear.³

El registro se puede obtener de forma intraoral por lo que ya no se necesitará tomar impresiones y de manera extraoral.³

El escáner va a recoger en cada “imagen” que toma, información de la distancia de cada punto de la superficie del objeto dentro de su campo de visión. Normalmente, con un sólo escaneado no se puede obtener toda la superficie del modelo, por lo que se realizan varios, incluso cientos de escaneados para poder registrar toda la superficie del objeto. Todos estos escaneados se llevarán a un sistema de referencia de coordenadas común, proceso que recibe el nombre de alineamiento.

Estos escáneres o también denominados digitalizadores han ido mejorando sustancialmente en los últimos años. Dependiendo del sistema, existen dos tipos de escáner, el óptico o láser y el intraoral.

Escáner óptico o láser: la base de este tipo de escáner es obtener las estructuras tridimensionales a partir de un proceso llamado “triangulación activa”. En este procedimiento, el sensor del escáner capta la información para después generar una luz sobre la preparación; esta a su vez es proyectada para que el sensor capte la información de acuerdo al ángulo de proyección y al patrón de sombras que se genera. El receptor del escáner registra el cambio de estas líneas y la computadora calculará la profundidad. De esta manera la computadora puede calcular los datos tridimensionales de la imagen obtenida. Las fuentes de iluminación pueden ser proyecciones de luz blanca o como láser dependiendo del sistema. ¹

Escáner intraoral. Para realizar un escaneo intraoral, se necesita de un campo seco, de esta manera se asegura que la preparación sea escaneada ópticamente con precisión y exactitud.¹

Para registros dentarios, se registra una impresión óptica. Esta imagen será capturada con la cámara intraoral, la cual refleja un rayo infrarrojo

en la superficie del diente. Debido a que el esmalte, la dentina, las bases y protectores pulpaes no reflejan el rayo infrarrojo, las superficies del diente deberán de ser cubiertas por un material reflectivo uniforme antes de la captura de imagen. ⁴

Este polvo deberá colocarse en las superficies adyacentes que requieran ser vistas por el escáner óptico. Para asegurar una exploración exacta de la preparación, la cabeza de la cámara deberá estar alineada con el eje axial del diente paralelo al eje de inserción de la restauración; la imagen será vista simultáneamente en el monitor. La cabeza de la cámara debe ser mantenida sin movimiento para registrar una imagen exacta que tenga el menor grado de distorsión. Una vez obtenida la imagen tridimensional de las preparaciones dentales, se introducirá en un programa especial para su diseño. ⁵

1.1.2 Modelado o diseño (CAD).

En la actualidad se pueden encontrar en el mercado una gran variedad de programas informáticos de CAD para el diseño virtual 3D.³

Por medio de programas de diseño gráfico que deben de ser específicos para el trazado dental y/o anatómico para cada sistema CAD CAM, se va a trasladar la información obtenida del escáner al programa para diseñar la estructura protésica deseada.⁵

Si bien la preparación de las restauraciones será establecida automáticamente por el software, el diseño puede modificarse. Estos programas pueden diseñar restauraciones, igualando la calidad de aquellas que eran producidas por técnicos dentales de manera

convencional a su vez puede procesar morfologías óseas igualando la fisionomía a tratar.³

La fase de diseño iniciará cuando la “línea de fondo” de la preparación es dibujada en la imagen de la computadora. La imagen puede ser vista tanto en corte transversal y de perfil, de esta manera será evaluado con mayor exactitud el trazado.

El software construye el modelo de la restauración de acuerdo a las características de la preparación. Basado en el modelo tridimensional, la computadora solicita el tamaño apropiado del bloque del material que será insertado en la máquina de fresado.¹

1.2 Ventajas del sistema CAD-CAM

- Reducción de tiempos de trabajo, al eliminar pasos de técnicas de laboratorio.
- Permite la obtención de positivos precisos, que cumplen con valores de ajuste marginal ($<120 \mu\text{m}$)
- Estos sistemas permiten emplear una gran gama de materiales dependiendo las necesidades clínicas; cerámica, resina compuesta, titanio entre otros.
- Aplicación en cualquier campo ya sea médico o diseño.^{3,6}

2.3 Desventajas del sistema CAD-CAM

- Se requiere un personal entrenado para cada sistema.
- Se requiere un equipo específico para cada sistema, lo cual hace que los costos sean elevados.^{3,6}

1.4 Estereolitografía

La estereolitografía tiene sus orígenes en los sistemas de diseño asistido por computadora (CAD), los cuales son programas de cómputo que aceleran los procesos de diseño, se utilizó inicialmente por diseñadores en las industrias automotrices y aeroespaciales. ⁷

El primer programa de sistemas de diseño asistido por computadora data de 1963 en Estados Unidos, pero fue en 1982 cuando se consolidó el uso de diseño asistido por computadora. El programa dio un gran salto cuando pocos años después se incorporaron a éstos, los sistemas de diseño asistido por computadora en tercera dimensión (CAD3D), dando lugar a métodos de fabricación de modelos tridimensionales por capas en diversos materiales de manera rápida y económica (Rapid Prototyping) , con el fin de proporcionar imágenes de partes que se estaban desarrollando. La fabricación de modelos fue descrita por primera vez por Brix y cols. ^{8, 9, 10, 11,12}

El primer equipo de estereolitografía fue desarrollado por Charle Hull, de origen estadounidense, en el año de 1988, y en 1992 aparecen los primeros Sistemas Selectivos por Láser (SLS) e impresoras de tercera dimensión.¹²

Aunque el uso de la estereolitografía tiene sus primeras aplicaciones en el diseño industrial, su probada utilidad se extiende día con día a diversas áreas del conocimiento, la ciencia y la tecnología. ¹²

La estereolitografía en México se inicia a nivel de diseño en Ingeniería en la década de los 90 y poco después en el área médica.¹²

El área de la salud, en su afán por incorporar nuevas tecnologías encaminadas a la solución de problemas con mayor eficacia, rapidez y bajo costo, incorporó este sistema. ¹²

1.4.1 Definición

Las raíces etimológicas de esta palabra son: estéreo: modelos sólidos; litos: piedra; grafos: dibujo o fotografía. Etimológicamente la podemos definir como la obtención de un modelo sólido a partir de una imagen. ⁸

Es un proceso de construcción de objetos tridimensionales estrato a estrato a partir de la especificación de un modelo virtual de los mismos. ¹⁴

La estereolitografía es un método de producción órgano-modelo basado en el escaneo de una tomografía axial computarizada (TAC) lo que permite la representación de un complejo en tercera dimensión (3D) de las superficies de estructuras anatómicas y estructurales internas del órgano. ¹⁴

1.4.2 Medios de obtención de imagen

Para poder hablar de la estereolitografía, es necesario hacer un breve recuento de ciertos aspectos que son de vital importancia para poder llevar a cabo la construcción de modelos trtdimensionales. ¹⁵

Estos aspectos son las imágenes radiográficas, en las cuales se basa la creación del modelo y el software donde se procesa esta imagen para que pueda ser utilizada en la construcción de dicho modelo. ¹⁵

Las imágenes médicas pueden tomarse de la tomografía axial computarizada (TAC) la resonancia magnética nuclear (RMN) y la

tomografía CONE-BEAN que sin duda, son tres técnicas comunes para capturar información de detalles anatómicos de los pacientes, las cuales son almacenadas como imágenes bidimensionales que son utilizadas en el prototipo rápido, además de estimular e integrar datos de ambas tecnologías.¹⁶

1.4.2.1 Tomografía axial computarizada

La tomografía axial computarizada también conocida como TAC, fue descrita y puesta en práctica en 1972 por el Or. Godfrey Hounsfield. Se realiza por medio de un equipo denominado helicoidal, que realiza rastreos y reconstrucciones de tejidos. ¹¹

El paciente es colocado dentro de una máquina de barrido, que es el elemento que recorre, al tiempo que una unidad de rayos X toma cientos de imágenes mientras gira alrededor de la parte del organismo examinado.

Al mismo tiempo, una computadora reconstruye las imágenes para resaltar los órganos, para lo que se puede usar una tintura de contraste o agregar color a las imágenes. El equipo emite una gran cantidad de rayos X de forma rápida y precisa, creando una perspectiva tridimensional al realizar cortes y secciones muy finas, de una sección del cuerpo humano.¹⁰

La tomografía axial computarizada evolucionó con gran rapidez en los últimos años: actualmente se trabaja con aparatos de cuarta generación y la emisión de rayos X es reconocida y computada entre 300 a 1000 detectores alrededor del tubo, los cuales realizan la reconstrucción

tridimensional del área deseada. Para el paciente no hay molestia alguna y el estudio es relativamente rápido. ^{10,17}

Sus indicaciones son evidentes en traumas y procesos patológicos en general, que abarquen naturalmente, las áreas de interés buco-maxilofacial.¹⁷

1.4.2.2 Resonancia magnética

La resonancia magnética nuclear (RMN) o imagen por resonancia magnética (RMI), designa los medios utilizados para producir imágenes con finalidades de diagnóstico en el área médica, es el avance tecnológico más reciente para el diagnóstico preciso de múltiples enfermedades, aún en etapas iniciales. Bloch, Cols y Purell, descubrieron por primera vez el principio de resonancia magnética; sin embargo, el uso clínico ha sido posible tras los descubrimientos de Damadian y Lauterbur en 1971. ^{11,17}

Compuesto por un complejo conjunto de aparatos emisores de electromagnetismo, antenas receptoras de radio frecuencias y computadoras que analizan datos para producir imágenes detalladas con un nivel de precisión que permite detectar o descartar, alteraciones en los órganos y los tejidos del cuerpo humano. ¹⁰

La resonancia magnética se obtiene al someter al paciente a un campo electromagnético con un imán de 1.5 Tesla, 15 mil veces el campo magnético de nuestro planeta. Este imán atrae protones contenidos en los átomos de hidrógeno que conforman los tejidos humanos, los cuales al ser estimulados por las ondas de radiofrecuencia, salen de su alineamiento normal.

Cuando el estímulo se suspende, los protones regresan a su posición original, liberando energía que se transforma en señales de radio que serán captadas por una computadora que las transforma en imágenes, que describirán la forma y funcionamiento de los órganos. En la pantalla aparece la imagen y es fotografiada por una cámara digital para producir placas con calidad láser, la información obtenida se almacena en cintas magnéticas a partir de las cuales se seleccionan las imágenes (8 ó 10) del área que se está estudiando, se imprimen y se interpretan por el médico.¹⁷

La resonancia magnética no utiliza rayos X ni ningún otro tipo de radiación, lo que la hace un procedimiento inocuo y seguro para todos los pacientes.¹⁷

1.4.2.3 Tomografía CONE-BEAM

La tomografía cone-beam trabaja a partir de un haz cónico de rayos X para producir una imagen en 3D, mediante esta modalidad de uso de rayos X, es necesario saber que: Tomo-significa sección, Gráfica-significa escritura, imagen, dibujo: la tomografía es una técnica de imagen que permite la obtención de imágenes de una capa, o sección, del cuerpo, mientras difumina las imágenes de las estructuras en otros planos.¹⁸

En 1972, se presenta el primer Tomógrafo Computarizado descrito por Sir Goodfrey Newbold Hounsfield al cual llamó EMMIMARK I. El sistema original inicialmente se diseñó sólo para imágenes de cráneo y en 1976 se comenzaron a usar TC diseñados para cuerpo completo por primera vez en cortes horizontales, eliminando la superposición de estructura anatómicas. En 1987 se desarrolló el cone-beam

para uso dental y se crea el primer software para uso tridimensional desarrollado por Columbia scientific Inc. (Marylan, USA) Dentascan.

19

La evolución en imagenología como método auxiliar de diagnóstico ha permitido nuevas técnicas con la ayuda de dispositivos computacionales que nos permiten imágenes más claras tanto de tejidos óseos como mejor definición de tejidos blandos, las dimensiones de los tejidos observados de ser, bidimensionales a tridimensionales.¹⁷

CAPÍTULO 2

PRINCIPIOS BÁSICOS PARA LA REGENERACIÓN ÓSEA.

2. Introducción

Los sustitutos óseos utilizados en la regeneración ósea guiada (ROG) pueden actuar sobre el huésped por medio de tres mecanismos, que se relacionan con el éxito en la regeneración ósea guiada, ya que forman la base de los injertos de hueso, estos mecanismos son: ^{20, 21, 21,23}

- osteogenesis
- osteoinducción
- osteoconducción

Todos los materiales que se utilizan en los injertos poseen al menos uno de estos tres mecanismos de acción.

2.1 Osteogenesis

La osteogenesis hace referencia a los materiales que pueden formar hueso, incluso sin la presencia de células mesenquimatosas indiferenciadas locales. ²⁰

Los materiales de injerto osteógeno están formados por células óseas vivas, que producen grandes cantidades de factores de crecimiento para el hueso. En la actualidad, el hueso autógeno es el único material osteógeno disponible. ²¹

Las zonas donantes más utilizadas son los injertos óseos autógenos de cresta iliaca o injertos óseos locales de la tuberosidad maxilar, la rama ascendente o la sínfisis mentoniana. El hueso medular o trabécular contiene las mayores concentraciones de osteocitos.

Un material osteogénico se deriva o bien está formado por tejido implicado en el crecimiento y reparación, ejemplo el hueso autólogo. En el proceso de formación y desarrollo de hueso nuevo, las células osteogénicas pueden promover el crecimiento óseo, incluso en otros tejidos.^{20, 21, 22,23}

2.2 Osteoinducción

Proceso de estimulación de la osteogenesis. Los materiales osteoinductivos se pueden utilizar para mejorar la regeneración ósea, y el hueso puede crecer o extenderse por una zona donde normalmente no se encuentra. La regeneración ósea es estimulada por la liberación de proteínas inductivas que facilitan la diferenciación celular.²⁰

Un material osteoinductivo es capaz de inducir la transformación de células indiferenciadas en osteoblastos o condroblastos en una zona en la que no cabe esperar dicho comportamiento. Los materiales osteoconductivos contribuyen especialmente a la formación ósea durante el proceso de remodelación. Los materiales osteoinductivos más utilizados en implantología son los aloinjertos óseos.¹⁹

Un aloinjerto óseo es un tejido duro procedente de un individuo de la misma especie que el receptor, pero de diferente genotipo. Estos materiales eliminan la necesidad de obtener la donación del propio

paciente y se tiene la ventaja de su disponibilidad, que permite utilizarlos en grandes cantidades.

Se obtienen a partir de cadáveres, y se procesan y almacenan en diferentes formas y tamaños en bancos de hueso para ser aplicados en el futuro. Existen tres tipos de aloinjertos: congelados, deshidratados por congelación y deshidratados por congelación y desmineralizados^{19, 20,21}

Ejemplo de materiales osteoinductivos:

- Hueso autólogo, en la fase de absorción libera proteínas morfogenéticas (PMG).
- P.R.F.C. (plasma rico en factores de crecimiento) libera FC que estimulan la quimiotaxis, la diferenciación y proliferación celular.
- Proteínas morfogenéticas (PMG).

3.3 Osteoconducción

La osteoconducción caracteriza el crecimiento óseo por aposición, a partir del hueso existente y por encima del mismo; por consiguiente, se necesita para dicho proceso la presencia de hueso o de células mesenquimatosas diferenciadas las que proporcionan la estructura o matriz física apropiada para la deposición de hueso nuevo. Los materiales osteoconductivos son guías para el crecimiento óseo y permiten que se deposite hueso nuevo. El proceso de reparación o regeneración ósea se produce a partir de células osteoprogenitoras del propio huésped. Se crea una estructura para que se pueda formar hueso por sustitución progresiva.^{20, 23}

La absorción será lenta (dependiendo del bio-material y del lecho receptor) y progresiva.

Los materiales osteoconductivos son biocompatibles. Se pueden desarrollar tejido óseo o tejidos blandos por aposición sobre estos materiales sin que se produzcan signos de reacción tóxica.

Materiales osteoconductivos:

- Hueso autólogo, además de ser osteogénico y osteoinductor es también osteoconductor.
- Fibrina autóloga (P.R.F.C.).
- Hidroxiapatita absorbible (Bio-Oss).
- Sulfato de calcio (Bone-Mousse, tipo I).
- Fosfato tricálcico (Bone-Mousse, tipo II).
- Fibrina liofilizada (Tisucol).
- Hueso desmineralizado (DFDBA).
- Cristales cerámicos bioactivos.

Para favorecer la formación de hueso nuevo a través de su superficie, un injerto osteoconductor necesita que exista hueso previamente, o bien células mesenquimatosas diferenciadas.

Todos los materiales utilizados para la reparación poseen al menos uno de estos tres mecanismos de acción y es el hueso autólogo el único que posee los tres.^{19, 20, 22,23}

Dentro de los procesos regenerativos hay dos técnicas que debemos mencionar que son: la regeneración tisular guiada y la osteodistracción.

2.4 Regeneración tisular guiada (osteopromoción)

Es la capacidad de inducir la formación ósea mediante la utilización de barreras, a este proceso se le denomina regeneración tisular guiada. El mecanismo no es otro que crear una barrera física para que la revascularización del defecto provenga del lecho receptor e impida la llegada de capilares del tejido conectivo de las zonas adyacentes. Se ha comprobado cómo la utilización de barreras con P.R.F.C mejora notablemente la epitelización por encima de la barrera.^{20, 21,23}

2.5 Osteodistracción

Su filosofía no es otra que, provocar una fractura, ir separando los dos fragmentos. La finalidad de esta separación es que se estire el coágulo de fibrina que se forma entre ellos, para crear un puente óseo entre ambos fragmentos. Lo fundamental es que los dos extremos de la fractura estén estables para que no se rompa ese puente de fibrina y futuro puente óseo.^{19, 20, 22,23}

Adición de células: El suministro de células exógenas y de precursores será necesario cuando se encuentre disminuida la proliferación de las células precursoras por razones de enfermedad, tamaño de la lesión, edad, etc.

Desde una perspectiva de crecimiento óseo exclusivamente, el mejor injerto es el hueso autólogo por sus propiedades, ya que utiliza los tres mecanismos; la osteogenesis, la osteoinducción y la osteoconducción.

El hueso autólogo se puede obtener de varias localizaciones, dependiendo de la cantidad de hueso necesario puede ser:

- Intraoral: mentón, rama ascendente, tuberosidad.
- Extra oral: cresta ilíaca, calota, tibia, costilla.^{19,20,21,22}

Factores de diferenciación (son inductivos):

Uno de los componentes minoritarios de la matriz ósea son las PMG; se aislaron a partir del hueso. Se descubrieron por su capacidad de inducir la formación de hueso nuevo. Esta capacidad osteoinductiva se evalúa midiendo la formación de hueso en lugares ectópicos.¹⁹

Cuando se tratan células mesenquimatosas y líneas celulares derivadas de embriones o adultos, el resultado es la diferenciación de estas células en condroblastos u osteoblastos. Inducen la formación de marcadores del fenotipo osteoblástico, como la osteocalcina y la fosfatasa alcalina. Estas proteínas pertenecen a la familia de FCT-B. BMP-2,-3,-4,-6 y —7 (también llamada proteína osteogénica-1 PO-1), inducen la formación de hueso y cartílago; parece que intervienen en la diferenciación de las células madre pluripotenciales.^{20,23}

CAPÍTULO 3

INJERTOS ÓSEOS.

3. Introducción

Históricamente, los injertos de hueso se han utilizado durante casi 100 años en un intento por estimular la cicatrización de los defectos óseos.

Se han investigado materiales tales como el yeso París, polvo de hueso heterógeno y otras preparaciones óseas para implantes o injertos en defectos periodontales intraóseos.²⁵

Un implante es un aparato, prótesis o sustancia que se coloca en el cuerpo para mejorar alguna de sus funciones, o con fines estéticos, y un injerto es el tejido implantado en una determinada región con la finalidad de reparar una lesión en una estructura dañada. Los más comunes son los cutáneos y los óseos.²⁶

Aunque el tejido óseo muestra un gran potencial de regeneración y puede restaurar su estructura y función originales por completo, a menudo puede ocurrir que los defectos óseos no se curen con el mismo tejido. Con el fin de facilitar o promover la curación, o ambas cosas, se colocan materiales de injerto en los defectos del hueso.

Con los injertos óseos se consigue un aumento de volumen en altura y anchura con un área de soporte más aceptable para la prótesis. No obstante, el variable grado de reabsorción (entre el 40 y el 60 %) Y la posibilidad de secuestro y eliminación del material injertado hacen poco

predecibles los resultados. Hay que añadir, como inconveniente, la morbilidad de la región donadora cuando el injerto es autógeno.

Los implantes óseos, como injertos de tejidos, pueden clasificarse de acuerdo con la fuente donadora: ^{15, 25}

1. Injertos autógenos

Indican que tanto el donador como el receptor son el mismo individuo. Este tipo de injertos comprende hueso cortical, hueso esponjoso y médula, se obtienen de sitios donantes bucales y extra bucales.

2. Isoinjertos

Se refiere a donadores y receptores que son gemelos idénticos.

3. Injertos homogéneos o aloinjertos

Indican que el donador y receptor son individuos distintos de la misma especie. Se ha usado hueso esponjoso y médula viable, hueso esponjoso y médula esterilizada y hueso congelado.

4. Injertos heterógenos o xenoinjertos

Indican que el donador y el receptor son de especies distintas.

5. Materiales aloplásticos

Son utilizados como sustitutos de injertos de hueso. Estos materiales son implantes de sustancias biodegradables que no son hueso.

3.1 Autoinjerto (hueso autógeno)

Desde una perspectiva de crecimiento óseo exclusivamente, el mejor injerto es el hueso autógeno por sus propiedades, ya que utiliza los tres

mecanismos biológicos: osteogénesis, osteoinducción y osteoconducción.^{9, 19}

Lo podemos obtener de varios sitios, dependiendo de la cantidad de hueso que sea necesario:

Intraoral: mentón, rama ascendente, tuberosidad, etc.

Extraoral: cresta ilíaca, calota, tibia, costilla, etc.

El autoinjerto por mucho tiempo ha sido considerado como el estándar de oro para el material ideal de reemplazo óseo. Nos brinda dos ventajas: la primera es una estructura anatómica natural para el andamiaje de la invasión celular, es decir, como sitio de soporte para la multiplicación del injerto, la segunda es el componente primario, la colágena tipo 1, que provee los caminos para la vascularización y la resiliencia.¹⁹

En la actualidad, el hueso autógeno es el único material osteogénico disponible. El hueso medular o trabecular contiene las mayores concentraciones de osteocitos. Estas células deben almacenarse en suero salino estéril, lactato de Ringer o solución estéril de dextrosa al 5% y agua para mantener la vitalidad celular.²⁵

Dado que el material de injerto debe obtenerse mediante una intervención adicional, se emplea cuando las condiciones para el crecimiento del hueso son malas y/o junto con otros materiales si se necesita volumen.²⁴

Las células vivas, fundamentalmente de la región trabecular, pueden vivir y formar realmente un producto osteoide. Sin embargo, el suministro sanguíneo y el número de células influyen notablemente en el resultado.

Este proceso de efectos osteógenos disminuye al cabo de 4 semanas. Al reabsorberse el hueso, puede liberar proteínas morfogénicas óseas y otras proteínas para formar hueso por el proceso osteoinductivo. Este comienza aproximadamente al cabo de 6 semanas y se puede prolongar durante 6 meses. ²⁴

La reabsorción que tiene lugar tras el injerto es menor con el hueso de mentón, rama ascendente o de la calota, por su origen membranoso, que con el de cresta ilíaca por su origen endocondral.

Los autoinjertos son los más recomendables, ya que poseen mayor capacidad osteogénica. ^{20, 21}

El uso de hueso autógeno, sin embargo, nos brinda la posibilidad de altos niveles de éxito por un tiempo evitando las posibilidades de antigenicidad. ²¹

3.2 Isoinjerto

Un isoinjerto es un injerto efectuado entre individuos isogénicos (genéticamente idénticos) como es el caso de los gemelos monocigóticos idénticos. Al no existir disparidad antigénica entre donante y receptor, no se pone en marcha la reacción de rechazo y, por tanto, no precisan medicación inmunosupresora para tolerar el injerto. ²³

3.3 Aloinjerto (hueso homólogo)

Una alternativa al hueso autólogo son los aloinjertos, elaborados con tejido óseo procedente de bancos de tejidos. Estos injertos son conservados en los bancos mediante procesos de liofilización,

congelación y desmineralización, ya que se obtienen a partir de cadáveres; siendo procesados y almacenados en diferentes formas y tamaños para ser aplicados en el futuro. ^{20, 21,24}

Existen tres tipos de aloinjertos: congelados, deshidratados por congelación (variante mineralizada que se conoce en inglés por las siglas FOBA, que corresponde a freeze-dried bone allografts) y deshidratados por congelación y desmineralizados (variante desmineralizada se conoce como OFOBA). ^{20,21}

Vienen en diferentes formas: partículas, gel y masilla. Este tipo de injertos nos proveen de una fuente de colágena tipo 1, que es el único componente orgánico del hueso. Sin embargo, ellos no pueden producir el calcio inorgánico o el andamiaje necesario para la regeneración ósea.²¹

El más recomendable es el desmineralizado, deshidratado y congelado, que mantiene los factores de crecimiento (proteínas morfogénicas: osteogenina y fibronectina) y tiene, por tanto, propiedades osteoinductoras. ¹⁹

El proceso para la elaboración del hueso deshidratado por congelación y desmineralizado es muy específico y cualquier variación importante puede alterar los resultados. Se recoge hueso cortical y/o trabecular de una persona completamente sana. Se lava con agua destilada y se tritura hasta obtener partículas de 75-500 J.1m de tamaño. El polvo se desmineraliza con ácido clorhídrico o nítrico O, 6 N durante 6-16 horas. Una vez deshidratado, se suele esterilizar con óxido de etileno y desecar por congelación para reducir aún más su antigenicidad. Se efectúan varias pruebas para valorar la seguridad del proceso; el proceso de

desmineralización con ácido destruye cualquier virus y microorganismo patógeno conocido. ²¹

Las ventajas de los aloinjertos son, entre otras: disponibilidad del material, que permite utilizarlos en grandes cantidades, no hay necesidad de un donante, anestésicos e intervenciones, ni de un segundo sitio quirúrgico ni otras complicaciones. Las desventajas son las asociadas con la utilización de tejidos procedentes de otros individuos, que dependen de la salud e historia médica del donante. ^{9, 19}

3.4 Xenoinjerto (hueso heterólogo)

Son injertos de origen bovino u ovino desprovistos de componente orgánico tras un proceso de liofilización; se les atribuyen propiedades osteoinductoras y osteoconductoras. Se reabsorben y son sustituidos por hueso propio.

Tienen menor resistencia mecánica. Son biocompatibles y no son citotóxicos.

Sin embargo, los resultados obtenidos no son satisfactorios. En estos materiales el componente orgánico es removido en su totalidad.

Con esta remoción solo preocupa que las reacciones inmunológicas lleguen a ser inexistentes. La estructura inorgánica remanente provee arquitectura natural, siendo una excelente fuente de calcio. El material inorgánico solo mantiene la dimensión física de aumento durante las fases de remodelación. ²⁰

3. 5 Materiales aloplásticos

Se han utilizado plastias de aumento con materiales aloplásticos diversos: metálicos (mallas de titanio o tantalio), cerámicos (Hidroxiapatita, fosfatos de calcio, carbonato cálcico o silicato de magnesio) y polímeros (politetrafluoretileno, ácidos poliglicólico y poliláctico, HTR o siliconas).

No obstante, los resultados no siempre han sido buenos. Algunos producen tejido fibroso y estimulan la encapsulación. Otros se complican con procesos infecciosos que provocan la expulsión y la destrucción del hueso subyacente.

El material más utilizado es la hidroxiapatita, que es un sustituto óseo no reabsorbible de cerámica, denso de fosfato cálcico, biocompatible (Jarcho, 1977), con propiedades fisicoquímicas muy parecidas a las del esmalte y el hueso cortical.

Forma parte de modo natural de la porción inorgánica de los huesos, el esmalte y la dentina. Puede obtenerse artificialmente.

Tiene propiedades mecánicas limitadas, se diferencia de otros materiales sintéticos por la ausencia de toxicidad local y general, y por la nula reacción a cuerpo extraño. Los estudios histológicos demuestran la ausencia de tejido fibroso en la interfase, con calcificación normal de las áreas implantadas por fijación química directa con el hueso.²¹

3.6 Barreras

Las barreras son obstáculos donde las sustancias nutritivas, gérmenes, fármacos, etc., deben atravesar, para llegar desde la sangre al tejido óseo, con permeabilidad selectiva.²¹

Las membranas son barreras físicas que se interponen entre el tejido conectivo periodontal y la superficie ósea con el fin de impedir que el tejido conectivo gingival y el epitelio oral migren apicalmente, lejos de la superficie ósea y cree un espacio protegido sobre el defecto que permita a las células óseas remanentes poblar selectivamente la superficie reabsorbida. Se ha afirmado que la membrana no inhibe directamente el crecimiento epitelial sino que protege el coágulo sanguíneo. ²¹

Las barreras que se utilizan en la ingeniería del tejido óseo y para la formación de membranas incluyen fosfatos cálcicos y sintéticos además de una gran cantidad de sustancias sintéticas.

Los estudios clínicos e histológicos de este procedimiento, han demostrado que las membranas de barrera deben estar perfectamente adaptadas al hueso periférico del defecto, formando un sello que impida el paso de tejido conectivo gingival al espacio formado bajo la membrana, ya que estas compiten con las células formadoras de hueso, por lo cual es imprescindible que la membrana se mantenga estable durante el período de cicatrización. ²¹

Existen también ciertas características que las membranas deben cumplir para poder lograr la regeneración ósea guiada: ^{22,23}

1 La membrana debe ser construida con materiales biocompatibles

La biocompatibilidad de los materiales utilizados en la regeneración ósea guiada es de gran importancia, ya que lleva a una situación crítica el éxito del tratamiento.

2 La membrana debe poseer propiedades oclusivas

Para prevenir que el tejido conectivo fibroso no entre al espacio cubierto por la membrana y al mismo tiempo que proteja la herida contra una invasión bacteriana si se llega a exponer la membrana. Del mismo modo, debe permitir el paso de gases y nutrientes.

3 Debe permitir la integración tisular de los tejidos

De esta forma, el tejido puede crecer dentro de las membranas sin penetrarlas de lado a lado. El objetivo de la integración tisular es evitar el rápido crecimiento en profundidad del epitelio sobre la superficie externa del material o su encapsulación, así como la estabilidad al colgajo suprayacente, logrando una adecuada integración se permitirá la regeneración.

4 La membrana debe ser capaz de proveer un espacio suficiente

En el cual el tejido óseo neoformado pueda crecer y la regeneración se pueda dar.

5 La membrana debe ser clínicamente manejable

Debe ser realizada en configuraciones que sean fáciles de recortar y colocar.

Existen dos tipos de membranas utilizadas para la regeneración ósea guiada, las reabsorbibles y no reabsorbibles.

Las membranas de barrera utilizadas se clasifican en dos grandes grupos, las no reabsorbibles y las reabsorbibles. Las primeras presentan la desventaja que deben ser retiradas después de 4 a 6 semanas de haberse colocado. En cambio, las reabsorbibles evitan la necesidad de una segunda cirugía, reduciendo el trauma de la segunda intervención.²¹

3.6.1 Membranas reabsorbibles

Las membranas reabsorbibles se clasifican según su composición en dos tipos: de polímeros sintéticos y de materiales naturales. Podemos mencionar como ejemplo de barreras hechas con materiales sintéticos la de ácido poliláctico y glicólico (Resolut), que mantiene su integridad por más de 8 a 10 semanas y es reabsorbida aproximadamente a los seis meses.

De las fabricadas con materiales naturales encontramos las matrices de colágeno (Bio- Guide), las de sulfato de calcio y las de proteínas del esmalte.²¹

Las membranas reabsorbibles presentan dos principales ventajas: eliminan el segundo acto quirúrgico, tienen un potencial biológico para lograr una mejor integración tisular, evitando el riesgo de una exposición de la membrana y una consiguiente colonización bacteriana.

Sus propiedades son:

- no tóxicas,
- no antigénicas
- capacidad de mantener un espacio
- maleabilidad
- adaptación a la forma del defecto

- resistencia a la colonización bacteriana
- integración celular. ²²

3.6.2 Membranas no reabsorbibles

Las membranas no reabsorbibles se fabrican principalmente de politetrafluoretileno expandido (ePTFE), este material permite el bloqueo del área del epitelio gingival y permite el paso de los vasos sanguíneos.²²

En estudios comparativos, tanto clínicos como histológicos, las barreras reabsorbibles y no reabsorbibles nos brindan resultados equivalentes; sin embargo, hay una situación en la cual las membranas no reabsorbibles superan a las reabsorbibles; cuando se utilizan barreras de ePTFE con refuerzo de titanio, estas pueden tomar la forma de un espacio deseado debajo de ellas, en defectos en los cuales sea difícil de obtener, lo cual se dificulta con las membranas reabsorbibles. ²²

Presentan factores adversos que pueden dañar el resultado clínico, el principal es la exposición de la membrana, pues al presentar una microestructura abierta logran acumular una gran cantidad de placa bacteriana, lo cual favorece el aumento de la exposición de la membrana y disminuye la capacidad regenerativa del nuevo tejido. ²²

3.6.2.1 Membranas reforzadas

Las membranas reforzadas son capaces de mantener un espacio protegido sin la adición de material de injerto. Dependiendo del tamaño del defecto a reconstruir puede combinarse la utilización de la membrana con injertos óseos. Las utilidades de membranas reforzadas con

titanio parecen estar indicadas para el tratamiento de implantes dehiscentes y déficit localizado de reborde.

La principal ventaja de este tipo de membrana es su capacidad para mantener un gran espacio protegido entre la membrana y la superficie ósea sin la utilización de otro tipo de soporte. Se ha demostrado que el tratamiento combinado de este tipo de membranas con injerto autólogo o aloinjerto resulta en una regeneración completa. La cantidad de formación ósea es mayor en los lugares tratados con membranas reforzadas con titanio e injerto óseo que los solo tratados con membrana.

Sin embargo la utilización de este tipo de membranas tiene limitaciones o problemas adicionales. La rigidez puede hacer precisa la adaptación de la membrana a la superficie ósea y tener dificultades en cierre de los tejidos blandos. Además la rigidez puede resultar en un espacio de tal volumen que no puede ser obliterado por un coágulo sanguíneo o ser completamente invadido por células progenitoras óseas y la exposición de la membrana reforzada a través de los tejidos blandos resulta en la formación de hueso insuficiente.²³

3.6.2.2 Mallas de titanio

Las propiedades físicas que ofrece este tipo de material la hacen útil en los aumentos de reborde alveolar o en la osificación de defectos óseos patológicos. Estas propiedades son una buena capacidad de fatiga, maleabilidad y escasa corrosión a los fluidos corporales. Debido al método de preparación y perforación de área de esta malla, previene fracturas de titanio y la propagación de micro fracturas, esta malla debido a su pureza y propiedades físicas tiene una estructura similar a la del hueso cortical. Para ser utilizada debe combinarse con injerto autólogo

y/o aloinjerto y/o xenoinjerto. Su principal desventaja es que necesita un segundo acto quirúrgico para su remoción y posibilidades de que utilizando esta técnica es muy probable la dehiscencia de la herida y la falta de la predecibilidad de los resultados.²³

CAPÍTULO 4

FISIOLOGÍA ÓSEA

4.1 Estructura del hueso

Apófisis alveolar, o proceso alveolar, puede ser definida como aquella parte de los maxilares, superior e inferior, que forma y sostiene los alvéolos de los dientes. La apófisis alveolar se desarrolla conjuntamente con el desarrollo y erupción de los dientes; dicho proceso óseo está formado en parte por células del folículo dentario y por células que son independientes del desarrollo dentario. El hueso alveolar constituye el aparato de inserción de los dientes, cuya función principal es distribuir y absorber las fuerzas generadas.

Los elementos tisulares del proceso alveolar no son diferenciados de los otros tejidos óseos. La porción de hueso alveolar de las líneas del proceso alveolar crean los alvéolos que alojan a las raíces de los dientes. Si este es delgado, las perforaciones del hueso compacto pueden tener aperturas muy pequeñas para permitir el paso de los vasos sanguíneos, vasos linfáticos y fibras nerviosas.²⁸

El hueso que recubre las superficies radiculares es más grueso en la zona palatina que en la vestibular del maxilar, las paredes de los alvéolos están tapizadas por hueso compacto y el área entre los alvéolos, incluida la pared ósea compacta, está ocupada por hueso esponjoso.

La apófisis alveolar comienza a formarse temprano en la vida fetal, con depósito de minerales en pequeños focos de la matriz mesenquimática que rodea el germen dentario. Estas pequeñas zonas mineralizadas

aumentan de tamaño, se fusionan, se absorben y se remodelan hasta que se constituye una masa continua de hueso en torno a los dientes plenamente erupcionados (el contenido mineral de hueso es hidroxiapatita).

La nutrición del hueso está asegurada por la incorporación de vasos sanguíneos al tejido óseo.^{28, 30}

A pesar de su rigidez, no es un tejido permanente e inmutable. Las células que forman el hueso están implicadas en un proceso continuo de renovación.

Estas células se encuentran en la matriz extracelular, que es una red compleja formada por macromoléculas. La matriz participa activamente en el metabolismo celular y que regula el comportamiento de las células que están en contacto con ella.

Los componentes del hueso micro estructuralmente se clasifican en células, matriz inorgánica, matriz orgánica y factores señalizadores solubles. Todos estos componentes celulares y macromoleculares están organizados en jerarquías macro estructurales que son el hueso cortical y el hueso trabecular.³²

El hueso es un tejido conectivo mineralizado especializado que contiene un 33% de matriz orgánica, un 28% de colágena de tipo I, 5% de la matriz orgánica es proteína no colágena, incluyendo osteonectina, osteocalcina, proteína morfogénica ósea, proteoglicano óseo y sialoproteína ósea.^{32,33}

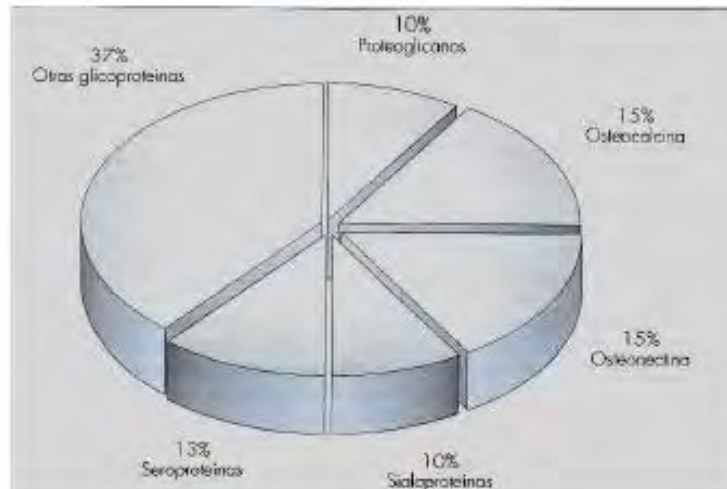


Fig.1 Esquema donde se representa la composición de la matriz amorfa del hueso.³³

4.2 Microestructura

Las células óseas surgen en el embrión las células madre osteoprogenitoras y las células madre mesenquimatosas.

Las propiedades de este tipo de células, no están diferenciadas sino a la mitad de camino de su diferenciación; se pueden dividir indefinidamente, cuando se dividen, cada célula hija puede especializarse en distintas direcciones y convertirse en una célula mesenquimatosas indiferenciada pluripotencial, que puede considerarse una célula progenitora de distintos tejidos o bien diferenciarse y adquirir las características físicas y funcionales de una célula ósea.³³

La diferenciación de las células es un proceso complejo que conlleva muchas transiciones celulares. La presencia de factores específicos es esencial por la progresión de una etapa a otra, la cual dirige el fenómeno

de diferenciación.³⁴ En esta diferenciación tiene un papel activo las proteínas morfogenéticas (PMG) y los factores de crecimiento (FC).³¹

4.3 Células óseas

Hay varios fenotipos de células asociadas con el hueso, de las cuales se verán tres: osteoblastos, osteocitos y osteoclastos.

Osteoblastos.

Derivan de estas células embrionarias pluripotenciales de origen mesenquimatoso. La transformación de estas células embrionarias hasta osteoblastos se realiza gracias a la diferenciación celular que lleva a determinadas células osteoprogenitoras y a células inducibles osteoprogenitoras.

Las células locales son determinadas osteoprogenitoras, y por otro lado están las células osteoprogenitoras inducibles como los pericitos que llegan al lugar de la herida de tres a cinco días.

Estos pericitos se pueden convertir en osteoblastos mediante interacciones endógenas con las PMGs (proteínas morfogenéticas), ya que estas proteínas tienen un papel muy activo en la diferenciación celular.^{31,32}

Los osteoblastos formadores de hueso o en reposo, incluidos los odontoclastos, que son células multinucleares que participan en la reabsorción ósea, están presentes en las siguientes áreas:

1. En la superficie de las trabéculas óseas del hueso esponjoso.
2. En la superficie externa del hueso cortical que conforma los maxilares.
3. En las paredes alveolares del lado del ligamento periodontal.
4. En la porción interna del hueso cortical del lado de los espacios medulares.⁴

Cuando el hueso se daña en consecuencia de un trauma, células locales restauran la forma y la función ósea mediante la recapitulación acontecimientos embriológicos. Las células locales son determinados osteoprogenitores. Los pericitos se pueden convertir en osteoblastos mediante interacciones endógenas como las PMG (proteínas morfogenéticas).

Los osteoblastos secretan la matriz ósea, que se deposita en láminas arriba de la matriz preexistente, esta secreción de los osteoblastos se llama osteoide, un producto cuya modificación extracelular origina un substrato orgánico insoluble que consiste principalmente en colágeno tipo I y convierte en matriz ósea mineralizada rápidamente por deposición cristales de fosfato cálcico (hidroxiapatita) que se encuentra en el medio extracelular.

Primero se deposita la capa de colágeno y encima se deposita la fase orgánica (hidroxiapatita), este proceso se conoce como mineralización.

33,34

Los osteoblastos son células secretoras metabólicamente activas que secretan proteínas como osteocalcina, osteopontina, la osteonectina y otros proteoglicanos y además factores señalizadores solubles PMG (proteínas morfogenéticas), FCT (factor de crecimiento transformado),

FCI I Y II (factor de crecimiento insulínico I y II), interleucina-1 y FCDP (factor de crecimiento derivado de las plaquetas).

La secreción de estos productos por parte de los osteoblastos ocurre durante la embriogénesis ósea y durante su mantenimiento y reparación. La vida activa de los osteoblastos humanos se cree que es de 1 a 10 semanas y transcurrido este tiempo, las células pueden desaparecer; algunos osteoblastos forman recubrimiento, se les denomina células de revestimiento del hueso y aproximadamente un 15% se convierten en osteocitos.³⁴

Algunos osteoblastos están libres en la superficie mientras que otros están fijos, sumergidos en su propia secreción.

La rigidez de esta matriz ósea hace que el hueso crezca sólo por superposición, esto es, añadiendo capas de matriz adicional a las superficies libres del tejido duro.³³

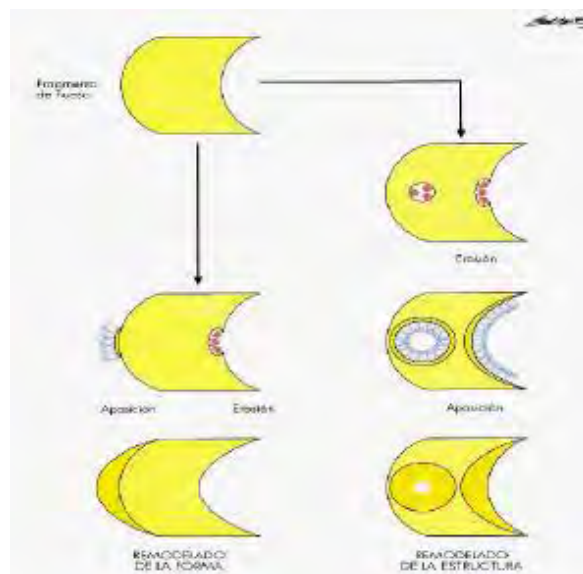


Fig.2 Esquema del proceso de remodelación ósea por aposición.³²

Osteocitos: Son células relativamente inactivas, no se dividen ni secretan matriz, aunque su metabolismo es crucial para la vitalidad del hueso y para el mantenimiento de la homeostasis.^{33, 34}

Los osteocitos ocupan una pequeña cavidad o laguna dentro de la matriz lagunas óseas. Estas lagunas óseas están interconectadas entre sí a través de una red de canaliculos.^{33, 34}

El sistema resultante canalicular-lacunar es esencial para el metabolismo celular al permitir la difusión de nutrientes y de los productos de desecho.

Es muy grande la superficie entre los osteocitos con sus prolongaciones citoplasmáticas por un lado y la matriz mineralizada por el otro. Esta enorme superficie de intercambio actúa como reguladora, para los niveles de calcio y de fosfato séricos por medio de los mecanismos de control hormonal.³²

La vitalidad del hueso está garantizada a través de esta red de conexión. Los osteocitos son células finales incapaces de renovarse, por lo tanto el recambio de la población celular se realiza a través de sus precursores que son los osteoblastos.³⁴

Osteoblastos, osteocitos y osteoclastos juegan un papel muy importante en la regulación del calcio y en la homeostasis del hueso, que son los procesos fisiológicos fundamentales de la modelación y remodelación del hueso.³¹

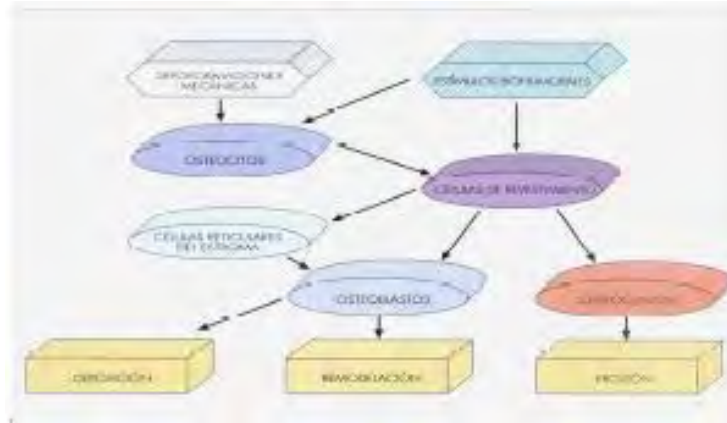


Fig.3 El esquema representa la organización funcional de las células en la remodelación ósea.³²

Durante el remodelado del hueso, los osteocitos próximos al diente anquilosado absorberán tanto hueso como diente. Cuando concluya la fase reabsortiva, los osteocitos formarán hueso en el área reabsorbida.⁴

Osteoclastos: Son macrófagos que se desarrollan a partir de monocitos originados en el tejido hematopoyético de la médula. Estos monocitos se liberan en el torrente sanguíneo y mediante fusión producen células multinucleadas de hasta 100 μm de diámetro con una media de unos 10 a 12 núcleos, conocidos como osteoclastos.³¹

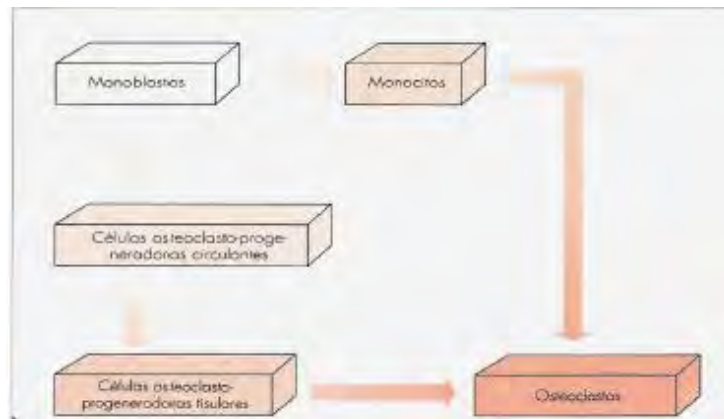


Fig.4 Esquema donde se representa la línea osteoclástica.³²

La absorción del hueso está siempre vinculada a los osteoclastos. Éstas son células gigantes especializadas en la degradación de la matriz mineralizada (hueso, dentina, cemento). La osteolisis (es decir, la degradación del hueso) es un proceso celular activo ejercido por los osteoclastos.³¹

Viajan en el torrente sanguíneo y se recogen en los lugares de absorción del hueso, los osteoclastos forman cavidades y hacen túneles, (denominadas lagunas de Howship) son móviles y capaces de migrar por la superficie ósea, crece un vaso capilar por el centro de dicho túnel y las paredes se van poblando de osteoblastos que van haciendo capas óseas concéntricas y así se va modelando el hueso.³¹

El osteoclasto absorbe por igual sustancias orgánicas e inorgánicas. La absorción se produce por liberación de sustancias ácidas, que forman un medio ácido en el cual las sales minerales del tejido óseo comienzan a disolverse. Las sustancias restantes serán eliminadas por enzimas y fagocitosis osteoclásticas.^{31,32}

Los moduladores más importantes para el desarrollo de los osteoclastos parecen ser la interleucinas -1, -3, -6 y -11 junto con TGF(a). La interleucina- 11 parece ser el principal factor de control para el desarrollo de los osteoclastos.³¹

4.4 Matríces

La matriz es generalmente referida como un tejido osteoide. El osteoide es producido por osteoblastos, como un reflejo de la formación de nuevo tejido óseo. Esto es gracias a la colágena, glicosaminoglicanos, agua y

osteocitos, incluidos en la matriz ósea. La sustancia intersticial del hueso está constituida por dos componentes principales: uno es matriz orgánica y otro lo constituyen las sales inorgánicas.

La matriz extracelular ayuda a que las células conserven su estado diferenciado. Esta matriz está formada por proteínas extracelulares que interaccionan entre sí formando una malla, juega un papel activo y complejo en la regulación del comportamiento de las células que están en contacto con ella.

Las células que forman el tejido son las que determinan las propiedades del tejido; organizan la matriz extracelular y esta misma recíprocamente influye en la orientación, organización y en el comportamiento de las células que contiene.³³

Matriz orgánica: Aproximadamente el 35% del peso de hueso deshidratado es matriz orgánica. El principal componente es el colágeno tipo I (90%) y el 10% restante son componentes no colágenos y sedimento.⁷ La matriz orgánica está impregnada por una hidroxapatita pobremente cristalizada y pobre en calcio. Presenta con gran frecuencia resistencia a la tracción, por lo que se requiere un contenido de colágena mayor que el del cartílago. Aproximadamente el 90% del contenido orgánico de la matriz ósea es colágena.

Los colágenos forman la parte fibrosa de la matriz extracelular, el esqueleto, incluyendo el colágeno fibrilar (Tipos I, II, III, V y XI) y el colágeno no fibrilar tipo IV; pero la colágena predominante del hueso es del tipo I.^{35, 36}

Las proteínas no colágenas modulan la mineralización y la unión de las células a la matriz. Esta unión celular al sustrato de matriz extracelular se conoce como anclaje.

El anclaje cambia la forma de la célula y tiene por lo tanto un papel activo en el proceso de diferenciación de osteoblasto a osteocito.

Las moléculas adhesivas y anti adhesivas juegan un papel importante en las interacciones de la matriz extracelular, se conoce como reciprocidad dinámica. La principal molécula de adhesión de matriz extracelular es la fibronectina, una glucoproteína asociada a la superficie celular. Las células se pueden unir a la matriz vía fibronectina.^{36, 37}

La matriz extracelular proporciona señales reguladoras e instrucciones, ofreciendo una superficie de anclaje para factores solubles como las proteínas morfogenéticas (PMG) y los factores de crecimiento.

La unión de estos factores a la matriz extracelular puede facilitar su liberación controlada en respuesta a las demandas locales, una propiedad a ser explotada por las estrategias terapéuticas. Los mecanismos homeostáticos que rigen el funcionamiento, protección, cinética de liberación e inactivación, implica a la matriz extracelular y las células así como sus receptores que son las que responden a dichas proteínas.

Matriz inorgánica: También conocida como mineralizada, responde al 60- 70% del hueso deshidratado, contiene aproximadamente un 99% del calcio, un 85% del fósforo y alrededor de un 40 y 60 % del sodio y magnesio que contiene el organismo.

Teóricamente existe una solución supersaturada de calcio y de fosfato en el medio extracelular, aunque en el equilibrio homeostático solo los dientes y el hueso se mineralizarán.

Está claro que una serie de productos celulares junto con el colágeno organizan el micro entorno y el sustrato adecuado para generar una matriz adecuada para la mineralización.³⁵

4.5 Proteínas morfogenéticas óseas

Estas proteínas dirigen el desarrollo embriológico de las células, tejidos y órganos además de su importante papel en la fisiología postfetal. Utilizando las nuevas tecnologías se han identificado PMG-1 (proteínas morfogenéticas -1) hasta BMP-9 (proteínas morfogenéticas-9) y su secuencia de aminoácidos revelan de PMG-2 (proteínas morfogenéticas-2) hasta PMG (proteínas morfogenéticas-9) pertenecen a la familia FCT-B (factor de crecimiento transformado beta). Estas PMG se pueden dividir en familias según la secuencia de aminoácidos que contienen: son PMG-2 y PMG-4; PMG-3 conocida como osteogenina; PMG-5 a PMG-8 se conocen como proteína osteogénica —1 y proteína osteogénica-2 respectivamente y PMG- 8B proteína osteogénica-3; y PMG-9. Además se han identificado de PMG - 10 a PMG-13, PMG-1 no forma parte de la familia FCT-B.^{32,26}

En la actualidad estos factores de crecimiento se reconocen como multifuncionales, un factor de crecimiento de los reconocidos como multifuncional, puede por un lado estimular la proliferación de ciertos tipos celulares, y por otro lado inhibir la proliferación de otros y además causar efectos no relacionados con la proliferación en otros tipos de células. Están implicados en la reparación y en la regeneración,

regulación de procesos celulares clave como la mitogénesis, quimiotaxis, diferenciación celular y metabolismo.^{32, 36,37}

4.6 Macroestructura

Los osteocitos se localizan en unos espacios llamados lagunas óseas que están comunicadas entre sí a través de canalillos. La matriz extracelular se dispone en forma de láminas o capas, entre las que se encuentran estas lagunas óseas.

Según la disposición de estas láminas, el tejido óseo puede ser cortical (denso o compacto) y trabecular (esponjoso).

Todos los huesos tienen las dos variedades del tejido óseo pero en distinta disposición y cantidad.

El tejido compacto es típico de los huesos largos y de la parte periférica de los huesos cortos y anchos; el tejido esponjoso forma parte central de los huesos cortos y anchos y la epífisis de los huesos largos.^{32, 36,37}

Hueso cortical o compacto

Macroscópicamente el hueso cortical aparece denso y compacto. El hueso Haversiano es el tipo más complejo de hueso cortical. Las paredes de los alvéolos están tapizadas de hueso compacto. El hueso laminar se distribuye circunferencialmente en torno a los conductos de Havers, que contienen los vasos sanguíneos que nutren los huesos y vasos linfáticos, y a menudo los nervios que inervan los huesos.

Los sistemas de Havers, en el hueso cortical funcionan como contrafuertes, está formado por entre 4 y 20 anillos concéntricos; cada uno de estos anillos está poblado por un número variable de osteocitos; cada osteocito está unido a sus congéneres osteocitos en la misma laminilla y a los osteocitos de las láminas adyacentes a través de una red de hilos finísimos que atraviesan el canalículo.³²

Los canales de Volkmann penetran en el hueso cortical en dirección oblicua, proporcionando canales vasculares y linfáticos para el intercambio metabólico y el tráfico de las señales solubles, como hormonas y proteínas. La compleja distribución del hueso alrededor del canal vascular se conoce como osteon, es un cilindro irregular, ramificado y anastomosado, compuesto de un canal neurovascular colocado más o menos centralmente y rodeado por capas de hueso laminar, se encuentran orientados sobre el eje largo del hueso y son las principales unidades estructurales del hueso cortical.

El hueso cortical está formado por muchos osteones adyacentes y el canal central de estos osteones se denomina el canal Haversiano.

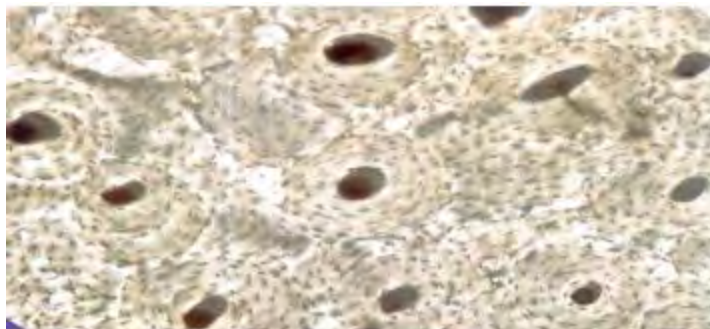


Fig.5 Sistema Haversiano del hueso compacto, en donde la imagen destaca los osteones.³²

Hueso esponjoso

Entre el hueso cortical está el hueso esponjoso o trabécular. Las laminillas óseas delimitan espacios más o menos amplios e irregulares, visibles a simple vista. Esta estructura forma un enrejado de trabécula tridimensional.

Las trabéculas rodean espacios medulares de forma irregular revestidos por una capa de células endósticas delgadas y aplanadas. Hay una amplia variación en el patrón trabecular del hueso esponjoso.

El hueso trabecular está sujeto a un complejo conjunto de cargas y esfuerzos, aunque parece que predomina la compresión; de todas formas más que ser diseñada para soportar la carga, el hueso trabecular ha sido diseñado para responder rápidamente a las necesidades fisiológicas.^{4, 5} Se encuentra en forma predominante en los espacios interradiculares e interdentes en cantidades limitadas en sentido vestibular o lingual, excepto en el paladar. El hueso esponjoso se encuentra más en el maxilar que en la mandíbula.^{32, 33}

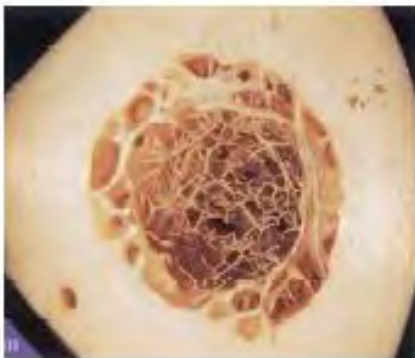


Fig.6 Hueso esponjoso.³³



Fig. 7 Trabéculas de primer orden³³

CAPÍTULO 5

CASO CLÍNICO

FRACTURA DE ORBITA FRONTOMALAR, ARCO CIGOMÁTICO, PARED ANTERIOR DEL MAXILAR.

5.1 Introducción

Las fracturas del complejo cigomático constituyen la segunda fractura facial en frecuencia, tras las fracturas de huesos propios de la nariz, y son las que más se asocian a fracturas orbitarias. El patrón de fractura más común es el definido por la afectación de las cuatro suturas del hueso cigomático, denominada de forma imprecisa fractura en trípode o trimalar. El arco cigomático puede fracturarse de forma aislada o como parte de la fractura del complejo cigomático

Las fracturas del complejo cigomático incluyen los rebordes orbitarios inferior y lateral. El suelo de órbita es una parte significativa del complejo cigomático que requiere especial atención y con frecuencia tratamiento quirúrgico.

Se puede decir que las indicaciones para la exploración ante fracturas de suelo órbita incluyen: evidencia de herniación de tejido orbitario por tomografía computarizada (TC), enoftalmos, distopía, diplopía incapacitante que no mejora tras 1 o 2 semanas y un test de ducción forzada positivo. La exploración orbitaria es generalmente segura siempre que la disección se realice entre el hueso y el periostio.³⁸

5.2 Complicaciones postoperatorias

Las complicaciones asociadas al tratamiento de fracturas de los complejos cigomáticos o aislados de arco cigomático, a pesar de ser poco frecuentes deben ser reconocidas por el cirujano.³⁸

- Parestesia infraorbitaria.

La hipostesia tras traumatismo suele recuperarse tras 3-6 meses. La incidencia de alteraciones sensoriales del nervio infraorbitario varía según estudios del 18 al 83% tanto tras reducción cerrada como tras reducción abierta y fijación.

- Diplopía y enoftalmos.

La visión doble, sobre todo en la mirada supero externa, es debida principalmente a una situación posterior del globo ocular. Es una de las complicaciones oftalmológicas más frecuentes y tiene su mayor incidencia en casos de fracturas tipo blow-out. Las causas principales de diplopía incluyen edema, hematoma, lesión de nervios craneales III, IV o VI, y atrapamiento de músculos extraoculares y tejido orbitario. Las tres primeras pueden resolverse sin intervención, pero el atrapamiento muscular o de tejidos requiere exploración y reducción del tejido herniado. El enoftalmos es una de las complicaciones más problemáticas y se debe generalmente al aumento del volumen orbitario.

- Asimetría y falta de unión.

Indica reducción o estabilización inadecuada. La falta de proyección del cuerpo cigomático fracturado se debe a una reposición inadecuada en sentido anteroposterior, y la anchura inadecuada a

una reducción incorrecta del arco cigomático. La falta de unión que se diagnostique tras 6 semanas de haberse producido la lesión debe corregirse con el empleo de materiales aloplásticos, injertos o nuevas osteotomías si es necesario.

- Trismo.

La causa más frecuente es el pinzamiento del cuerpo cigomático con la apófisis coronoides, aunque también puede deberse a anquilosis fibrosa o fibroósea. Esta complicación se diagnostica mediante TC. El tratamiento más común es la coronoidectomía. Si existe falta de reducción del arco cigomático, puede ser necesaria nueva osteotomía y reducción.

- Mal posición del párpado inferior y ptosis de tejidos blandos.

Son complicaciones debidas a la técnica quirúrgica, por lo que se deben conocer y prevenir en la medida de lo posible.

- Otras complicaciones menos frecuentes

Hifema traumático, neuropatía óptica traumática, el síndrome de fisura orbitaria superior y la hemorragia retrobulbar. Se trata de complicaciones menos frecuentes pero que pueden poner en riesgo la visión. La exploración y el tratamiento deben incluir siempre a un oftalmólogo y puede quedar en un segundo plano el tratamiento de las fracturas.³⁸

5.3 Caso clínico

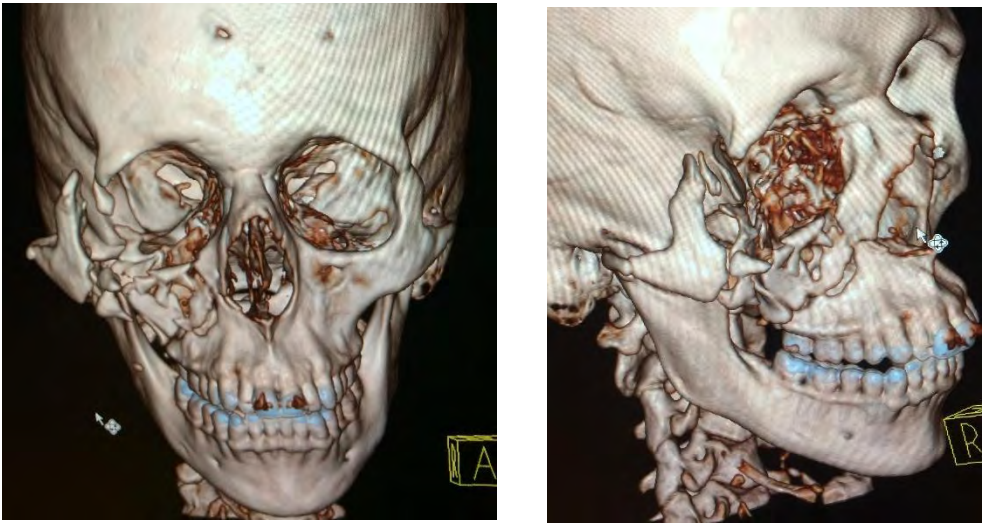


Fig. 8 y 9 Por medio de una tomografía computarizada podemos observar fractura del arco cigomático, piso orbital involucrando la pared anterior del maxilar.³⁹



Fig. 10 y 11 Después del procedimiento quirúrgico se tomó nuevamente una TC, en la cual se observa la reducción de fracturas del arco cigomático, cigomático/frontal, cigomático/maxilar y la reconstrucción por

medio de mini placas, para el piso orbital se colocó una membrana de titanio, con el fin de poder soportar la prótesis ocular, a su vez se aprecia la pérdida de la pared medial orbital (hueso lagrimal y lamina orbitaria del hueso etmoides).³⁹



Fig.12 Postoperatorio, laceraciones y quemaduras provocadas por pirotecnia, así como edema e inflamación en los dos tercios inferiores faciales, con drenaje Penrose.³⁹



Fig. 13 Postoperatorio a los tres meses, se observa ptosis y depresiones a nivel del cigomático, asimetría facial como resultado de falta de tejidos duros.³⁹



Fig. 14 Se realizó estereolitografía con base a la TC tomada después del evento quirúrgico, donde se puede observar la ausencia de la pared lateral de la órbita, falta de hueso cigomático y maxilar izquierdo.³⁹



Fig. 15 Por lo que se realizó el diseño de injerto óseo con cera rosa abarcando el piso orbital y la pared lateral de la misma, el cual se digitalizara por medio de tecnología CAD/CAM. ³⁹

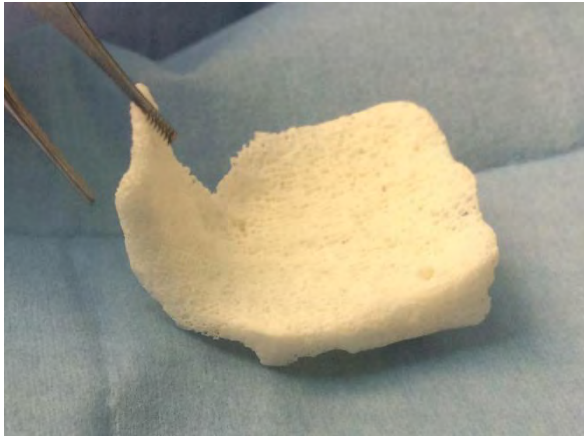


Fig. 16 y 17 Una vez hecho el diseño para el injerto óseo, se procesa para su modelado o fresado en un material inorgánico, biocompatible y bioabsorbible, utilizando Nukbone® (matriz ósea de hueso poroso bovino).³⁹



Fig. 18 El procedimiento de fresado se realizó por medio de una empresa en San Antonio

Se realizó un segundo procedimiento quirúrgico, tres meses después para la colocación del xenoinjerto, por las propiedades del mismo, se busca la formación de nuevo hueso.

subsidar, retirando primeramente

Se hizo el abordaje por la prótesis ocular.³⁹



Fig. 20 Fotografía del postoperatorio a un mes de segunda cirugía, donde se aprecia ptosis menor, con depresión discreta en región malar, por falta de elementos óseos.³⁹

CONCLUSIONES

La tecnología CAD/CAM es de gran utilidad en eventos quirúrgicos ya que nos propone poder diseñar un injerto óseo con una gama diversa de materiales con base a las necesidades del paciente.

Si bien este procedimiento se ve auxiliado de diversos softwares y avances tecnológicos como la tomografía computarizada, tomografía cone-beam, resonancia magnética para la obtención de imágenes en tercera dimensión y la estereolitografía con la cual podemos manipular de forma física al paciente sin necesidad de someterlo a algún procedimiento quirúrgico, para poder diagnosticar y proceder de forma segura y fidedigna acorde los requerimientos del paciente.

Estas tecnologías ayudan a reducir tiempos quirúrgicos, errores provocados por una mala interpretación radiográfica donde no se puede apreciar por la naturaleza de la imagen (radiología convencional) posibles complicaciones.

Si bien se puede realizar una mejor planeación para un evento quirúrgico, son las aptitudes y experiencia del cirujano que determinan el éxito de dicho evento.

La desventaja que existe es el alto costo por el uso de tales tecnologías, y que no es de carácter generalizado en México, se requiere de una actualización constante para el manejo de softwares y nuevas técnicas para poder aprovechar al máximo los beneficios que estos proporcionan.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Caparroso Pérez Carlos, Duque Vargas Jaiver Andrés. Cerámicas y sistemas para restauraciones CAD-CAM: una revisión. RevFacOdontolUnivAntioq [serial onthe Internet]. 2010 Dec [cited 2015Aug 31] ; 22 (1): 88-108. Availablefrom: http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0121-246X2010000200011&lng=en.
2. Ochoa de Olza Amat. Estudio experimental in-vitro de tres escáneres CAD/CAM EXTRAORALES. Madrid. Septiembre 2012 Disponible en: http://eprints.ucm.es/17933/1/DEA_ANA_OCHOA_05-09-2012.pdf
3. Solaberrieta-Mendez, Eneko, Minguez-Rodriguez, Ricardo, Barrenetxea-Apr aiz, Lander et al. Engineeringintegration in dentistry. Dyna, Enero 2015,vol. 90, no. 1, p.26-29. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.6036/6938>
4. Montagna F, Barbesi M. Cerámicas, zirconio y CAD/CAM. Venezuela:Amolca; 2013. .p. 5-9
5. Vilarrubí Alejandra, Pebé Pablo, Rodríguez Andrés. Prótesis fija convencional libre de metal: tecnología CAD CAM-Zirconia, descripción de un caso clínico. Odontoestomatología [revista en la Internet]. 2011 Dic [citado2015 Ago 30] ; 13(18): 16-28. Disponible en: http://www.scielo.edu.uy/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1688-93392011000200003&lng=es.

6. Odontología digital, soluciones protésicas en CAD-CAM
[Internet]. 2015[cited 14 September 2015]. Available from:
<http://www.phibo.com/img/catalogos/Catalogo%20clnicos%20CAD-CAM.pdf>
7. Spagnoli D. The use of stereolithographic models in oral and maxillofacial surgery. *Jaral Maxillofac Surg*, 2003 Aug; 61(8): 9.
8. Stoker N, Mankovich N, Valentino D. Stereolithographic models for surgical planning: preliminary report *Jaral Maxillofac Surg*. 1992 May; 50(5): 466-71.
9. Kermer C, Undner A, Friede I, Wagner A, Millesi W. Preoperative stereolithographic model planning for primary reconstruction in craniomaxillofacial trauma surgery. *J Craniomaxillofac Surg*. 1998 Jun; 26(3): 136-9.
10. Bumann A. Atlas de Diagnóstico Funcional y Principios Terapéuticos en Oclontología. 18 ed. México: Masson, 2001: 157.
11. Jiménez R, Benavides A. La estereolitografía en la Facultad de Odontología de la UNAM. *Rev. Odonto Mex*. 2005 Mar; 9(1): 48-50
12. Software para la creación de modelos en 3D a partir de imágenes de TAC y RMN. Disponible en: www.artis.com.br

13. Bill J, Reuther J, Dittmann W. Stereolithography in oral and maxillofacial operation planning . Int J Oral Maxillofac Surg. 1995 Feb; 24(1 Pt 2): 98-103.
14. De Souza M, Centeno T, Pedrini H. Integrando reconstrução 3D de imagens tomográficas e prototipagem rápida para a fabricação de modelos médicos. Rev Bras de Engenharia Biomédica. 2003 Ago ; 19(2): 103-15.
15. Wallace T. Introducción a la Radiología. 2 8 ed. México: El Manual Modemo, 1999. Pp. 4-10.
16. Freitas A, Rosa J, Souza I. Radiología odontológica. 1 8 ed. Brasil: Artes Médicas, 2002. Pp. 659-681
17. A.C. Miracle S.K. Mukherji. Cone beam CT of the Head and Neck, Part 2: Clinical Applications. AJNR Am J Neuro radiol 30:1285–92 _ Aug 2009
18. Allan G. Farman and William C. S. The Basics of Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography (Semin Orthod 2009;15:2-13.) © 2009 Elsevier Inc.
19. Arana-Fdez. de M., Estanislao Buitrago-V., Pedro Benet-I., Francisco Tobarra-P., Eva Computerized tomography: introduction to dental techniques RCOE, 2006, Vol 11, N°3, 311-322.
20. Anitua E. Andia 1. Un nuevo enfoque en la regeneración ósea, plasma rico en factores de crecimiento (P.R.G.F). España: Puesta al día publicaciones, S. L. 2000. Pp. 37-41, 51-75.

21. Lindhe J. Periodontología clínica e implantológica odontológica. Médica panamericana . 33 Edición. España. 2003. Pp. 604-664 , 916-945.
22. Martínez JL. Regeneración tisular guiada. Odontología-online. Hallado en:
<http://www.odontologia-online.com/casos/part/JMLT/JMLT02/jmlt02.html>
23. Hoexter D. Bone Regeneration Graft Materials. J. Oral Implantology 2002; 28: 290-294.
24. Romanelli HJ, Adams EJ. Fundamentos de cirugía periodontal. Amolca. Colombia. 2003. Pp. 240-256.
25. De la Rosa M, Cepeda JA. Regeneración ósea guiada de cara al año 2000 Consideraciones clínicas y biológicas. ADM 2000; 57: 147-153.
26. Ramford SP, Ash MM. Periodontología y periodoncia. Argentina. Panamericana. 1982. Pp. 470-472.
27. Gran Enciclopedia Salvat. España. Salvat editores. Tomo 15. 2000. Pp. 2101, 2142.
28. Jan Lindhe “Periodontología Clínica e Implantología Odontológica” 3a Ed. 2001. Editorial Médica Panamericana
29. Fermín A Carranza.”Periodontología Clínica” 8a Ed. editorial Mc Graw- Hill Interamericana.

30. Robert J Genco. "Periodoncia" Edic. Original. Editorial. Nueva Editorial Interamericana.
31. Anitua Eduardo. "Un nuevo enfoque en la regeneración ósea, Plasma Rico en Factores de Crecimiento". Editorial Puesta al día publicaciones. 2000.
32. Andrea Vianchi "Prótesis Implantosoportada" bases biológicas biomecánicas-aplicaciones clínicas. 1a Edic. 2001. Editorial Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica, C.A.
33. Ham, Cormack. D. "Histología de Ham". Novena Edición. Editorial Harla. Mex. 1998.
34. Don W. Fawcett, M.D., Bloom. "Tratado de Histología". Undécima edición. Editorial. Interamericana-Mc Graw- Hill 1992
35. Lynch E Samuel. "Tissue Engineering Applications in Maxillofacial Surgery and periodontics". Quintessence Publishing. 1999.
36. Jowsey, Jennifer, D.P. "Metabolic Diseases of Bone". Vol 1 in the series. Saunders Monographs in Clinical orthopedics. Edit. W.B. Saunders Company 1997
37. Carter-Bartlett Pablo Manuel ;Acosta Nieves" Metabolismo del Hueso Periodontal". Revista ADM. Vol XLIX. n° 5. sep- oct. 1992.
38. Ainhoa Bidaguren Urbieta y Luis Barbier Herrero. Capítulo 21. Fracturas orbitomales. Disponible en: <http://media.axon.es/pdf/86249.pdf>
39. Fuente directa. Cortesía del CMF Armando Torres Castillo