

318522



UNIVERSIDAD LATINOAMERICANA

ESCUELA DE ODONTOLOGIA

21
24-

INJERTOS E IMPLANTES UTILIZADOS
EN CIRUGIA BUCAL

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A :

MARIA CRISTINA MONTALVO MARTINEZ

DIRECTOR DE TESIS: DR. JOSE LUIS CORTES BASURTO

MEXICO, D.F.

1998

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

265107



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.

NO EFFORT WAS TOO OVERWHELMING
NO OBSTACLE TOO IMPOSSIBLE
NO SACRIFICE TOO GREAT

NO DREAM IS EVER TOO BIG AND NO DREAMER IS EVER TOO SMALL.

INJERTOS E IMPLANTES UTILIZADOS EN CIRUGÍA BUCAL.

INDICE

INTRODUCCION	1
CAPÍTULO 1.	
GENERALIDADES DE INJERTOS	
A. DEFINICIÓN	3
B. HISTORIA	4
CAPÍTULO 2.	
ASPECTOS BIOLÓGICOS DE LOS INJERTOS	
A. REACCIÓN INMUNITARIA	7
B. BIOCOMPATIBILIDAD	9
C. DISPONIBILIDAD	10
D. OSTEOGÉNESIS	10
E. ESTABILIDAD MECÁNICA	10
CAPÍTULO 3.	
CLASIFICACIÓN DE INJERTOS	
A. AUTÓGENOS O AUTÓLOGOS	11
B. HOMÓGENOS U HOMÓLOGOS	19
C. HETERÓGENOS O HETERÓLOGOS	22
D. SINTÉTICOS Y COMPUESTOS	22
CAPÍTULO 4.	
CONDICIONES PREOPERATORIAS	
A. DIAGNÓSTICO	31
B. CONDICIONES PRELIMINARES	31
C. INDICACIONES	32
D. CONTRAINDICACIONES	34
CAPÍTULO 5.	
CONDICIONES OPERATORIAS	
A. ZONA RECEPTORA	35
B. ZONA DONADORA	36

CAPÍTULO 6.

B.O.P.(BIOCOMPATIBLE-OSTEOCONDUCTIVE-POLYMER)

A. HISTORIA	37
B. PRESENTACIÓN	38
C. MANEJO	41
D. MECANISMO DE ACCIÓN DEL CALCIO GLUCONADO	43
E. VENTAJAS SOBRE EL AUTOINJERTO,ALOIN- JERTO Y EL HUESO EN GENERAL	45
F. INDICACIONES	47
G. APLICACIONES	47
H. EVALUACIÓN RADIOGRÁFICA	48
I. CARACTERÍSTICAS BIOMECÁNICAS	50
J. TOXICIDAD Y MUTAGENICIDAD	51
K. PRUEBAS Y ESTUDIOS ADICIONALES	56
L. CONCLUSION GENERAL DEL BOP.	57
COMENTARIOS PROFESIONALES	58
CONCLUSIÓN	63
BIBLIOGRAFÍA	65

INTRODUCCIÓN

A través de los siglos los injertos en general han recibido gran cantidad de atención debido a la importancia de mejorar resultados terapéuticos.

Nos encontramos en una era, la cual cuenta con trasplantes de corazón, hígado, riñones y en ocasiones de pulmón teniendo un éxito frecuente. Por lo tanto el trasplante de hueso medular permite tratar alrededor de 60 enfermedades letales y en la actualidad hay miles de donadores potenciales voluntarios de hueso medular. Sin embargo se ha expandido el uso de trasplantes de cadáver. Dado el desarrollo en esta área de los trasplantes, se ha podido brindar otras opciones al individuo en necesidad de injertos de hueso y reconstrucciones en general.

Con el rápido progreso mundial de las cirugías de reconstrucción en unión a las técnicas mejoradas en cirugía vascular, los avances en la ciencia de inmunología y la biología molecular nos acercamos cada vez más al concepto de personas biónicas en forma parcial o total.

Los cirujanos ortopédicos siempre han sido los pioneros en los injertos, pero los cirujanos plásticos se involucran a partir de la Segunda Guerra Mundial. El otorrinolaringólogo también los utiliza en la reconstrucción facial, así como el cirujano maxilofacial.

Los injertos óseos se han utilizado para reparar huesos por más de 100 años. Fueron utilizados en defectos discontinuos con pérdida de hueso como los ocurridos en deformaciones congénitas, traumáticas, después de una resección de tumor, para dar contorno, aumentar o fortalecer al hueso. Las limitantes para dichas

aplicaciones están basadas en la técnica y experiencia del cirujano. La mayoría de las aplicaciones iniciales fueron por error y prueba. En la actualidad se hace una evaluación a un grupo de pacientes con un seguimiento, después se determinará si la aplicación es útil o no. A continuación se describe la técnica utilizada.

En la mayoría de las especialidades los resultados se observan en unas semanas o meses. Pero en referencia a los injertos óseos, los resultados toman años para saber si una técnica es válida o errónea, ya que el hueso sufre un proceso de cicatrización que inicia con una vascularización que tarda 18 meses, después se remodela y existe una adaptación a su medio ambiente el cual puede estar bajo presión. En 5 a 6 años, las funciones constantes del músculo que rodea esta estructura ósea puede cambiar la forma original, por el proceso de adaptación y remodelación.

En las últimas dos décadas, se han observado cambios en el uso de injertos óseos, en el sistema biológico humano desde una nueva suposición hasta el uso dinámico-científico. En la década que sigue se podrá sobrepasar a la fantasía de los 1800's hasta formarse una realidad palpable en los últimos años de los 1900's.

El objetivo de observar a los injertos óseos, es poder examinar la introducción de estas técnicas en el pasado, las aplicaciones del presente y los cambios fascinantes que se realizarán en el futuro.

Los injertos óseos son un fenómeno dinámico. Un injerto con éxito es aquel, que es aplicado, sana, se incorpora, revasculariza y posteriormente toma la forma deseada. Eso es lo que se espera del injerto actualmente, en el pasado sólo se medía o esperaba que el injerto aguantara los embates mecánicos.

CAPÍTULO 1

GENERALIDADES DE LOS INJERTOS

A. DEFINICIÓN

El hueso junto con la piel y otros tejidos orgánicos son empleados para ser transplantados.

El término de “Injerto” se reserva para un verdadero trasplante de tejido vivo, para la rehabilitación de un defecto. Dependiendo del éxito del injerto, es la supervivencia de las células transplantadas.

Los tejidos trasladados de un sitio a otro para reemplazar estructuras faltantes más utilizados dentro de la odontología son: mucosa bucal, encía, hueso, calota, médula ósea, costilla, peroné tibia, cresta ilíaca y piel.

El término “Implante” se aplica al trasplante de tejidos no viables, o inertes, compatible con los tejidos, de forma variada y hechos de diferente material que se colocan generalmente dentro del hueso maxilar o mandibular, así como subperióticamente con el fin de sustituir y así rehabilitar algún defecto.

B. HISTORIA

A lo largo de la historia el hombre para mejorar ciertas situaciones ha utilizado el ingenio y en el área de la salud no ha faltado su intervención.

Históricamente se han hecho intentos durante siglos para emplear diversos materiales en los procedimientos quirúrgicos.

En el siglo XV se comienza a usar oro y platino para corregir algunos defectos como el paladar hendido.

En los años 1600 se inició el uso de injertos óseos. Van Meekren en 1668, se dice que transplantó hueso heterólogo de un perro al hombre para restaurar un defecto en el cráneo.

Hunter realizó experimentos en el siglo XVII sobre la respuesta del huésped a los injertos óseos, notando los fenómenos de reabsorción y remodelación de la matriz del injerto.

El primer injerto óseo autólogo con éxito fue informado por Merremen en 1809. Reverdin presentó en 1869, ante la Sociedad Quirúrgica Imperial, un artículo que comunicaba el empleo de fragmentos cutáneos injertados en heridas. Tras la Guerra Franco-Prusiana (1870-1871), Carl Thiersch trabajó con injertos de piel comprobando que los de menor espesor eran más fácilmente vitalizados. Macewen, según se informa, transplantó con éxito hueso alogénico en humanos en 1878.

En 1909 Lambotte fue el primero en hablar sobre la acción electrolítica de los metales provocada por los humores corporales. Así diferentes metales se han ido utilizando dentro del organismo como es la plata, acero, zinc, oro, plomo, níquel, los cuales han

provocado toxicidad, detención del desarrollo óseo, corrosión, afectación en la reproducción celular e irritación celular.

A mediados del siglo, se descubrió que la aleación cromo-cobalto-molibdeno, la cual es eléctricamente igual a los tejidos, no presenta reacción alguna y es ampliamente tolerada por los tejidos y no perjudica la reproducción celular.

Existe una clasificación cronológica de los materiales usados por Ludwig en tres etapas:

- La primera antes de 1870, época previa a la introducción de la antisepsia.
- Segunda entre 1870 y 1925, importantes avances tecnológicos en la obtención y fabricación de materiales.
- Tercera a partir de 1925 período de evolución de los “biomateriales” sustancias naturales o sintéticas capaces de interaccionar con el organismo receptor.

En 1923, Hegedus utilizó injertos de hueso en la reconstrucción de defectos óseos producidos por la enfermedad periodontal. Método que fue reavivado por Nabers y O’Leary en 1965.

Durante el último medio siglo se han utilizado clínicamente varias formas de hueso desvitalizado de origen animal (xenoinjerto). Orell en 1938, produjo un material de injerto de hueso bovino por medio del uso del álcalis fuertes. Se han empleado procedimientos de ebullición y desengrasado, en el tratamiento del hueso animal antes de ser utilizado para injertos xenogénicos.

Los injertos de tejido óseo bovino tratados con sustancias químicas tal como la etilendiamina, el agua oxigenada, los detergentes fuertes, también han sido utilizados clínicamente.

El hueso alogénico se ha preservado por medio del uso de agentes químicos. La coagulación con trimerosal (mertiolato) se empleó durante cierto tiempo como un método para guardar hueso tomado de una autopsia. El tratamiento drástico de hueso humano (alogénico) con agentes físicos o químicos sin embargo, se cree ahora que es un método inferior de preservación en comparación con el método criogénico de preservación de tejido. Los métodos criobiológicos de almacenamiento fueron empleados por primera vez por Inclán, quien desarrolló el primer banco de hueso moderno en 1942.

Después del uso de refrigeración (por encima de la temperatura de congelación) para la preservación del hueso, Wilson creó un banco de hueso usando técnicas de congelación.

En 1944, Mowlem popularizó el uso de autoinjertos de hueso esponjoso, demostrando ser superior a los injertos de hueso cortical en diversos casos clínicos.

A partir de la última parte del siglo XIX, se utilizaron injertos de piel para evitar infección en la cavidad bucal, formación de cicatrices o para cubrir defectos.

En la década de los 70's en adelante el avance científico en esta área, ha sido muy significativa y con mucho éxito. Por lo que hoy existe una gran variedad de materiales compatibles con el cuerpo humano.

*CAPÍTULO 2***ASPECTOS BIOLÓGICOS DE LOS INJERTOS**

Los variados métodos existentes para los injertos autólogos presentan complicaciones en la técnica quirúrgica, sin embargo los fenómenos de rechazo se encuentran al utilizar xenoinjertos y aloinjertos.

A. REACCIÓN INMUNITARIA.

Es el proceso por medio del cual el huésped rechaza el material extraño injertado, es una manifestación de una reacción tisular.

La respuesta inmune inicia al exponerse el huésped humano a las bacterias, virus o parásitos invasores. En esta invasión se producen sustancias específicas en los tejidos y líquidos orgánicos capaces de reaccionar con los agentes invasores y así poder destruirlos.

ANTÍGENO: Es el agente invasor que provoca la respuesta inmune.

ANTICUERPO: Es la proteína específica desarrollada por el organismo en respuesta al antígeno.

Existen dos tipos de inmunidad dependiendo del mecanismo de liberación del anticuerpo:

La inmunidad humoral, es capaz de liberar el anticuerpo por medio de células como el plasmocito, linfocito y células reticulares a los líquidos orgánicos circulatorios. Esta reacción dura sólo tanto tiempo como persiste el anticuerpo específico en los líquidos orgánicos.

La inmunidad tisular, son otras las células involucradas en este proceso sólo que estas no liberan el anticuerpo a los líquidos intercelulares sino que reaccionan violentamente con el material extraño. Puede durar indefinidamente esta reacción.

Por lo general se asocia a la reacción inmunitaria como una respuesta infecciosa, sin tomar en cuenta que un tejido tomado de una persona pueda resultar extraño para otro individuo. El rechazo que se presenta entre miembros no relacionados de la misma especie se llama respuesta de aloinjerto, no es inmediata ya que durante la cicatrización no puede distinguirse de la de un injerto autólogo. Esta duración depende de la relación genética entre los dos. Es el principal factor responsable de que el injerto tenga éxito.

Al destruirse el aloinjerto, por un rechazo produce en el huésped una mayor resistencia que puede durar varios meses. Si se intenta un segundo aloinjerto, éste es destruido más rápidamente que el anterior. Por esto los anticuerpos humorales o circulantes no desempeñan un papel significativo en el rechazo del homoinjerto de tejido sólido.

Existen varios métodos por los cuales se ha tratado de prevenir o atenuar la respuesta inmune, estos consisten en tratar de resolver los problemas que se presentan de incompatibilidad.

El primero de estos métodos intenta modificar los mecanismos inmunes del huésped para bloquear el rechazo del injerto, esto se logra con el empleo de dosis altas y bajas de antígenos, aplicando radiación y también usando drogas inmunosupresoras. Este tipo de tratamiento ha sido empleado extensamente con trasplantes de riñón, corazón y clínicamente en procedimientos de trasplantes de cirugía bucal.

El segundo método trata de modificar las propiedades antigénicas inherentes del injerto, para que no se estimulen las defensas inmunes normales del huésped. Esto se logra con radiación, congelación y desecación, los cuales tienden a disminuir la antigenicidad del hueso. Este método de pretratar al injerto ha sido empleado con mucho éxito en el almacenamiento y la preservación de hueso y cartílago alogénico para así ser utilizado en cirugía bucal.

El tercer método consiste en almacenar el órgano trasplantado en un huésped intermedio. Los riñones son almacenados en huéspedes animales que han recibido drogas inmunosupresoras durante el período de almacenamiento. Luego se retira el órgano y es trasplantado a un tercero que será el receptor. Este método sólo se ha utilizado en forma experimental.

B. BIOCOMPATIBILIDAD.

De los injertos disponibles, los más compatibles o aceptables biológicamente son los autoinjertos. Pero por el potencial de morbilidad que desarrollan en el sitio donador, se ha originado la búsqueda de otros materiales que pueden brindar las ventajas de los autoinjertos. Como los aloinjertos y xenoinjertos, pero la inmunogenicidad (respuesta inmune adversa) creada en el receptor, es un problema para su aceptación.

C. DISPONIBILIDAD.

Depende de la opinión individual, ya que algunos cirujanos prefieren utilizar hueso de calota, cresta ilíaca, costilla y algún otro injerto. De acuerdo al sitio donador (por la morbilidad que produce) o ya sea por ser un material membranoso, endocondral, alogénico ó un material de implante.

D. OSTEOGÉNESIS.

Burwell, describió el proceso de proporcionar una matriz para la formación de hueso nuevo. Dividiéndola en dos partes: La primera o proceso pasivo, es la osteoconducción en la cual el injerto permite la invasión vascular y celular por el hueso huésped. La segunda o proceso activo, es la osteoinducción en la cual el injerto estimula al tejido invadido para producir hueso nuevo.

La habilidad para aumentar estos procesos de osteogénesis son importantes ya que favorecen la cicatrización y así se puede disminuir la fijación intermaxilar. Algunos materiales tienen la capacidad limitada para inducir la formación de hueso nuevo mientras que el injerto es reabsorbido.

E. ESTABILIDAD MECÁNICA.

Esta propiedad es importante para dar sostén a las fuerzas mecánicas (tanto transoperatorio como en el área interna). Es importante considerar esto ya que en algunos procedimientos quirúrgicos se coloca injerto óseo en los cortes realizados para reducir la recidiva en correcciones hechas en el maxilar. Cualquier tipo de injerto ó material para implante que tenga rigidez y a la vez elasticidad comparable a los injertos corticales, es el ideal para cumplir con esta propiedad.

CAPÍTULO 3

CLASIFICACIÓN DE INJERTOS

A. AUTÓGENO Ó AUTÓLOGO .

Este tipo de injerto es el compuesto por tejidos tomados del mismo individuo. Los más utilizados para este fin son:

Extraoralmente- cresta ilíaca, costilla, médula ósea, calota esclerótica, cartilago y actualmente se confirma hueso sinfisiario.

Intraoralmente- coágulo óseo, médula ósea (osteoplastia), transposición ósea y mucosa (mejilla y paladar).

Es el tipo de material óptimo para un injerto óseo. Generalmente se emplea para restaurar grandes zonas de hueso mandibular perdido después de cirugía o traumatismos o en alguna otra área de la cara.

De los huesos faciales, la mandíbula es la más frecuentemente extirpada o reseca y es la de más difícil reconstrucción quirúrgica, esto se debe a los múltiples movimientos de la mandíbula en la deglución y fonación, a los contornos no protegidos, escasez de suministro sanguíneo y a la mínima cantidad de tejido muscular.

CRESTA ILÍACA.

La cresta ilíaca proporciona un injerto macizo de una sola pieza cortándola de la forma deseada, para así formar una superposición, inclusión o una combinación. Tomando en cuenta la curvatura de la cresta ilíaca se puede hacer un corte en la tabla interna que asemejaría una hemisección mandibular. Sin embargo,

estos injertos tienden a reabsorberse en los primeros tres meses postquirúrgicos debido a que adquieren movilidad y son desplazados de su sitio anatómico y sufren una extensa reabsorción, para evitar un fracaso se debe efectuar una máxima inmovilización intermaxilar.

Los injertos óseos tipo Onlay descrito en Europa por Clementschitsh y Schimird e introducido en Estados Unidos por Thoma y Gerry (costilla o cresta ilíaca) aumentan la altura del proceso alveolar, pero pueden dar lugar a un proceso de contorno irregular y su reabsorción posterior es impredecible. Al menos el 40% del hueso injertado se reabsorbe en los dos primeros años postquirúrgicos y hasta el 60% entre el final del tercer y quinto año. Esto depende del lugar injertado, ya que la reabsorción se presenta en un 40-60% en el hueso esponjoso, 55% en costilla y 31% en cresta ilíaca.

Otras desventajas o limitantes de este injerto son: el posible disturbio en el crecimiento de la propia cresta ilíaca ya que es un centro de crecimiento del ilium, la morbilidad asociada con la cirugía y como consecuencia daño al músculo glúteo medio y mayor. Por otra parte el paciente presenta dificultad para deambular por un período de tiempo después de la intervención.

COSTILLA.

Se han utilizado injertos de costilla (costo-condral) por su contorno apropiado al defecto maxilofacial, simulando la articulación temporomandibular y el cóndilo, aunque esta forma o técnica no ha dado resultados gratificantes, por el riesgo de morbilidad ya que no sólo es el riesgo de desgarrar la pleura sino el propio manejo del paciente, pero la costilla autóloga se usa con mayor éxito en segmentos ausentes más pequeños.

MÉDULA.

Otro tipo de injerto autólogo es el hueso medular-esponjoso, obtenido de la parte interna de la cresta ilíaca, es utilizada para efectuar formación de hueso nuevo en distintos tipos de defectos óseos. La médula hematopoyética y el hueso esponjoso parecen ser los únicos materiales de injerto óseo capaz de inducir activamente la osteogénesis.

Este tipo de injerto no había tenido la correcta explotación clínica, ya que no se contaba con un método desarrollado para mantener el injerto dentro del sitio quirúrgico e impedir el crecimiento del tejido fibroso en su interior, dando así una estabilidad mecánica.

Sin embargo, ahora que existe una técnica por medio de un implante reticular de cromo-cobalto ó de titanio, la malla metálica tiene como objetivo salvar la discontinuidad del defecto, contener el material de injerto e inmovilizar los fragmentos óseos del receptor.

Este sistema quirúrgico tiene varias ventajas sobre el injerto autólogo macizo de una sola pieza:

- El injerto autólogo de hueso medular y esponjoso, se puede obtener al hacer un pequeño corte a lo largo de la superficie lateral de la cresta ilíaca, en lugar de tomar una gran porción de la costilla o de la misma cresta ilíaca.
- La cicatrización completa del defecto es más rápida al utilizar hueso viable que al usar homoinjerto macizo.
- La fijación intermaxilar se reduce, debido a la rápida regeneración ósea ya que los fragmentos de hueso tienen soporte por el implante metálico.

Sin embargo, se debe tomar en cuenta una precaución al utilizar este tipo de injerto. Al tener una alta pluripotencialidad celular, tiene la capacidad de formar osteoclastos, los cuales reabsorben el hueso no vital y trabéculas de tejido duro, este proceso crea una remodelación y da camino para la regeneración ósea viable. Pero estos mismos pueden atacar otras matrices de tejido duro como la del cemento de las raíces dentarias adyacentes y provocar una reabsorción radicular masiva con exposición pulpar y pérdida completa de los dientes.

CALOTA.

El interés por el hueso de calota, inicialmente fue reportado por Koning y Mulleren en 1890. Esto ha sido renovado por Paul Tessier, en estudios realizados en animales y humanos, demostrando un incremento en la revascularización y una mejor sobrevivencia del injerto.

En tumores o traumas que incluyen la parte anterior de la base craneal y la órbita, deben ser reconstruidos siguiendo la ley de Millard, se debe reconstruir un defecto con tejido del mismo origen, se prefiere hueso de la bóveda craneal, ya que al reconstruir estos defectos es de fácil acceso y tienen un mínimo de resorción después de ser transplantado es muy útil por su forma cóncava.

Pero la desventaja reside en la limitada cantidad de hueso cancelar disponible y un alto potencial de lesión intracraneana ya que al retirar este injerto de no tener cuidado se puede perforar la duramadre.

ESCLERÓTICA.

La esclerótica es un tejido conectivo fibroso denso con mala vascularización y mínima celularidad, por lo cual permite una incidencia mínima de antigenicidad y demás reacciones adversas. No induce a la osteogénesis o cementogénesis.

CARTÍLAGO.

El cartílago puede servir como armazón alrededor del cual se forma hueso nuevo.

Los injertos intraorales son utilizados para reconstruir alteraciones pequeñas, las fuentes de obtención del hueso y mucosa se encuentran limitados. Estas zonas donadoras son tomadas de heridas por extracción cicatrizante, crestas edéntulas, hueso trepanado dentro del maxilar (sin dañar las raíces), hueso eliminado en osteoplastia y osteotomía y hueso neoformado en heridas especialmente creadas para el propósito para la obtención de hueso. En mejilla y paladar se obtiene mucosa.

COÁGULO ÓSEO.

Es la mezcla de polvo de hueso (pequeñas partículas de hueso cortical) y sangre. El tamaño de las partículas proporciona un área mayor para la interacción de elementos celulares y vasculares. Fuentes de hueso cortical son: cresta lingual de la mandíbula, exóstosis, crestas edéntulas y hueso distal al diente terminal. El coágulo se forma al mezclar las partículas de hueso y sangre que se unen en un godete o en una cápsula plástica estéril, esto humedecido con suero salino, se tritura por 60 seg. obteniendo así una masa ósea similar a la amalgama.

SÍNFISIS MENTONIANA.

Se han descrito algunos procedimientos quirúrgicos para regenerar el volumen óseo, incluyendo injertos autógenos, sustitutos óseos y técnicas con membranas. A pesar que el autoinjerto es el más recomendable por la naturaleza de la cirugía y morbilidad del sitio dador, en comparación con otras técnicas de regeneración ósea, se observa que el hueso sinfisiario es de mejor calidad y período de cicatrización más corto.

Las ventajas de colocar injertos obtenidos de la sínfisis son:

- Es una zona de fácil acceso.
- Existe más hueso disponible que en otras áreas de la cavidad oral.
- La morbilidad es baja.
- Poca incomodidad.
- No es necesario hospitalización, ya que se realiza ambulatoriamente.
- No deja cicatrices cutáneas.
- La resorción es mínima.

Las desventajas pueden ser:

- Posible limitación del hueso
- Lesión a las raíces de los dientes mandibulares
- Lesión al nervio mentoniano

TRANSPLANTE DE MÉDULA ÓSEA ESPONJOSA.

Descrito por Hiatt y Schallhorn, obteniéndolo de la tuberosidad del maxilar, zonas edéntulas y alveólos en curación.

TRANSPOSICIÓN ÓSEA.

También llamado injerto óseo contiguo. El hueso del área edéntula adyacente al defecto es empujado y puesto en contacto con la superficie radicular sin fracturar el hueso de su base para no interrumpir el aporte sanguíneo.

INJERTO DE MEJILLA.

Tiene pocas complicaciones, ya que presenta una técnica más limitada. Se separa la lámina propia de la musculatura inyectando suero salino a la zona, se toma una franja de mucosa fusiforme. Tiene ciertas ventajas y desventajas, siendo ésta una zona de fácil obtención con una ausencia de pelo y apéndices cutáneos pero la cantidad es limitada.

INJERTO DE PALADAR.

Para su obtención primero se instila con anestesia la zona donadora, se mide el tamaño preciso del injerto con un pedazo de papel de estaño u otro papel estéril, se remueve el fragmento de mucosa deseada y posteriormente se realiza hemostasia en ambos sitios. La ventaja de este injerto es que la mucosa masticatoria, es más fácil de obtener, teniendo las mismas ventajas que el injerto de mejilla. Las desventajas son la cantidad limitada del tejido obtenido y si la incisión y resección son profundas hay dolor postoperatorios prolongado.

INJERTO DE PIEL.

Es un segmento vivo que ha sido separado de su asiento original y que es implantado a otra zona, donde recibe enteramente su nutrición y tiene éxito cuando la revascularización es rápida dependiendo del lecho receptor y la fijación adecuada de la piel injertada.

Según los estratos de piel que abarcan, los injertos pueden ser dermoepidérmicos (constituidos por epidermis y dermis) y dérmicos. En cirugía preprotésica se emplean los injertos dermoepidérmicos, que pueden ser subclasificados en función de su espesor y estos son de espesor total o parcial.

Los de espesor total están formados por epidermis y la dermis en toda su totalidad, conteniendo glándulas sudoríparas, folículos pilosebáceos y vasos dérmicos. Los injertos de espesor parcial pueden ser a su vez de dos tipos con un grosor de 0.03 a 0.04 cm:

- Injertos finos o de Ollier-Thiersh, carecen de glándulas sudoríparas y folículos pilosebáceos.
- Injertos medios o de Blair-Brown, formados por epidermis y la mitad aproximadamente de la dermis.

Los injertos de piel más utilizados son los de espesor parcial finos.

Las diferencias entre los injertos de espesor total y finos son:

- El injerto fino sobrevive mejor que el grueso en el sitio receptor y además no exhibe crecimiento piloso.
- El sitio dador de un injerto fino reepiteliza más rápidamente que si el injerto es de mayor espesor.
- La zona receptora debe tener una buena irrigación vascular para que sobreviva el injerto, pero también puede

sobrevivir a la vascularización circundante que sea capaz de nutrirlo a un intervalo de 0.5cm.

- La zona receptora no debe estar infectada.
- La reinervación es más lenta en los injertos gruesos que en los injertos finos, ya que en estos últimos la sensibilidad se recupera a las tres semanas y su máxima recuperación es al año y medio ó dos años. Lo primero que se recupera es la sensibilidad al dolor, seguido por la térmica y por último la táctil.

Los datos obtenidos sobre injertos de piel, son tomados con relación a la mucosa. La mucosa palatina es la más parecida a la encía por su resistencia y deformación, pero en el paladar hay escasa cantidad de mucosa y el sitio dador presenta dolor por mucho tiempo.

En general, con los autoinjertos no es posible un rechazo inmunológico, pero el fracaso se presenta por la falta de un buen aporte sanguíneo.

B.HOMÓGENOS Y HOMÓLOGOS.

También llamados “implantes”, son obtenidos de un individuo distinto no genéticamente relacionado, pero de la misma especie.

El más común es el hueso desmineralizado liofilizado. Para obtener el injerto se toman en cuenta varios criterios, según el Southern California Neuroskeletal Tissue Bank, el cual es el más confiable actualmente, se estudian los siguientes puntos:

1. Edad. De 15-60 años. Estos límites son establecidos para evitar tomar injertos con epífisis abiertas o con deterioro y pérdida en elasticidad de estos tejidos.
2. Tiempo limitante. El donador debe ser identificado, obtener los permisos, pruebas de laboratorio en un período de 24 horas

desde su muerte y previendo se debe congelar al donador en las 4 horas siguientes a su muerte. Si no ha sido congelado todos los procedimientos deben realizarse en 12 horas. Debido a estas restricciones es indispensable conocer el tiempo exacto de la muerte biológica.

3. Salud General. Las siguientes condiciones médicas son evaluadas y si existe la presencia de alguna de ellas tiene como resultado imposibilitar la donación.

- Infecciones- Septicemia, meningitis, encefalitis, lepra, tuberculosis, hepatitis, malaria, sífilis, tifoidea.
- Enfermedades degenerativas- Rabia, Alzheimer, esclerosis múltiple, Epstein-Barr.
- Enfermedades Autoinmunes y condiciones de etiología desconocida- Artritis reumatoide, lupus eritematoso, SIDA(uso ilegal de drogas intravenosas, hemofilia, habitantes del continente africano y alrededores, prostitución y homosexuales).
- Enfermedades malignas- Linfomas, leucemia, sarcomas y carcinomas.
- Otras condiciones- Terapia de esteroides, muerte por causas desconocidas, osteoporosis, hipo e hipertiroidismo, exposición a sustancias tóxicas (mercurio, plomo, oro), ahogo, terapia con radiación, envenenamiento con monóxido de carbono, hemodiálisis, tatuajes, vacunación reciente, lesiones de piel abiertas, erupciones cutáneas y transfusiones sanguíneas.

Antes de procesar los tejidos, se debe obtener del familiar más cercano o de la pareja una historia clínica extensa.

En los métodos usados para destruir la respuesta inmune también se eliminan las células osteogénicas, por lo cual estos injertos no participan en la primera fase de osteogénesis (inducción).

Los bancos de hueso alogénico utilizan métodos de almacenamiento que consisten en la criobiología: congelación, enfriamiento ó congelación y desecación ambiental.

Este tipo de injerto tiene la ventaja de ser revascularizado, reabsorbido y remodelado más rápida y completamente que los injertos que han sido desproteinizados, hervidos y tratados drásticamente. También se elimina una segunda zona donadora y se disminuye la morbilidad y tiempo quirúrgico.

La desventaja más importante es la capacidad de producir una reacción inmune y este componente antigénico se encuentra en la médula ósea. Esto se ha tratado de suprimir mediante radiación, congelación y tratamiento químico.

La médula ilíaca, se conserva en un medio esencial mínimo con 15% de glicerol que es un agente crioprotector, esto reduce la capacidad antigénica del material. En sus estudios se llevan a cabo pruebas de compatibilidad con los receptores. También el hueso puede ser congelado y el agua del tejido es eliminada por liofilización (congelación-desecado) y se lleva a cabo en vacío a baja temperatura (-40°C). Está indicado para relleno de cavidades óseas y quísticas, reposicionamiento quirúrgico de los dientes, aumento del reborde alveolar, estabilización en osteotomías, defectos de labio y paladar hendido, unión de mandíbula y reconstrucción mandibular.

C. HETERÓGENO Ó HETERÓLOGO.

Son tejidos obtenidos de un donador de una especie distinta.

En años más recientes ha aumentado el interés en el uso de materiales biocerámicos para injertos y técnicas de aumento en Cirugía Oral. Pero esto ha reducido la atención del hueso anorgánico de bovino. Aunque ha mostrado ser el más similar fisiológicamente al hueso es más completa su integración.

Se componen de hueso esponjoso ó cortical o una combinación de ambos. Se consideran mejores los injertos esponjosos porque a mayores espacios medulares, mayor irrigación, mayor cantidad de células que permiten un mayor proceso de cicatrización.

El más utilizado para este tipo de injerto es el hueso vacuno, tratado por extracción detergente, esterilización o congelación-deseccamiento. Aunque este material presenta complicaciones inmunológicas por lo cual ya no se utiliza con la frecuencia de años atrás, pero provee un puente para la regeneración ósea, estimula la osteogénesis y promueve la unión de osteotomías ya que reduce la presión al tener una fijación interna, la ventaja de este material es la eliminación de un segundo sitio quirúrgico para la donación.

D.COMPUSTOS Y SINTÉTICOS.

A lo largo de la historia se han empleado diversos materiales para reemplazar tejidos biológicos perdidos. La sustitución de dientes por materiales diversos, tales como dientes extraídos, madera, rocas ígneas, marfil, hueso y oro, remonta sus orígenes a épocas muy lejanas.

Existe una presentación formada con hidroxiapatita densa, son en forma de raíces artificiales, tienen diferentes diámetros y se colocan tras la extracción dentaria, se adaptan al alvéolo por medio del tallado con fresas, de 2-3 mm por debajo de la cresta alveolar.

Las ventajas son: retraso significativo de la reabsorción ósea, preservación a largo plazo de la cresta alveolar, fácil manejo, disponibilidad, tolerable por el paciente, menor riesgo de complicación, no se altera el surco vestibular.

La reabsorción no se presenta en su forma densa, pero en la forma porosa existe una bioreabsorción del 0-5% en un año (debido a la fagocitosis de los osteoclastos y disolución química de los líquidos biológicos). La hidroxiapatita y el hueso nuevo sufren los mismos mecanismos y fuerzas de remodelación que el hueso normal.

La hidroxiapatita cristalina es biocompatible y promueve un crecimiento fibrovascular en el sitio de implantación. Pero es limitada su unión química, dureza estructura no-porosa, formación de dehiscencias y la penetración de tejido blando en los poros.

La hidroxiapatita de coral es biocompatible, promueve la infiltración fibrovascular en los poros, estimula la formación de hueso nuevo. Sus limitantes son su poca dureza, insuficiente cantidad, tamaño y forma.

CARBÓN.

Los materiales de implante de carbono y silicio también son quebradizos y no son deformables frente a esfuerzos mecánicos.

SILICÓN.

El Silastic no es un material nuevo, pero en años recientes ha disminuido su uso, ya que se cree que con las osteotomías por sí solas se tiene mayor estabilidad en los cambios de contorno. Los implantes de silastic hechos a la medida colocados subperiócticamente sujetos con tornillos provee un resultado estético óptimo, estable y bien tolerado. La construcción se lleva a cabo en un modelo de contorno terso el cual no se logra con otros materiales.

POLITETRAFLUOROETILENO.

El Proplast es un material basado en politetrafluoroetileno, tiene un segundo componente que es en óxido de aluminio. Se desarrolló en 1970 por C.P.Homsy, para estabilizar la cabeza del fémur y la cadera con las prótesis. Después se fabricaron bloques los cuales se pueden moldear en barba, hueso malar y regiones periorbitales. Por su textura puede satisfacer la demanda ya que es un material biocompatible, químicamente inerte y térmicamente estable, permite cierta resiliencia pero no tiene una memoria significativa. Se ha disminuido su uso por las complicaciones asociadas, esto incluye una reabsorción impredecible y también su remodelación. Éste es un material de alternativa muy simple ya que no requiere de un sitio donador.

POLÍMEROS.

Tienen una baja resistencia mecánica, una pobre resistencia a la abrasión y pueden ser metabolizados y degradados, pero esto se puede alterar agregando varios aditivos. Los polímeros son oxidables y pueden sufrir una degradación hidrolítica, partículas de los mismos pueden ser liberadas causando inflamación a los tejidos vivos. Para disminuir estos efectos se le añaden estabilizadores y antioxidantes (pero estos a su vez son susceptibles de ocasionar reacciones adversas).

No pueden ser esterilizados en autoclave ni en calor seco. La mayoría son esterilizados con radiación gama u óxido de etileno.

*CAPÍTULO 4.***CONDICIONES PREOPERATORIAS.**

A. DIAGNÓSTICO.

El cirujano en estos casos sólo puede hacer un diagnóstico tentativo mediante la observación de la radiografía, tomando en cuenta solamente la deformidad ósea que se presenta. Sin embargo el diagnóstico definitivo sólo se puede hacer por observación directa del defecto ó también llamada exploración quirúrgica.

B. CONDICIONES PRELIMINARES.

En todas las intervenciones odontológicas por sencillas que sean, es indispensable aclarar con el paciente todos los pros y los contras del tratamiento a seguir, para así tener de antemano su total cooperación y aceptación.

ANTES DE LA CIRUGÍA.

1. Posible aparición de parestesia, hipoestesia o incluso anestesia. Explicando en caso de aparecer, la evolución en el curso de algunos meses.
2. Molestias posquirúrgicas en la zona donadora, las cuales se resuelven generalmente en dos semanas o en algunas ocasiones se pueden prolongar.
3. En la realización de algunas técnicas se suelen requerir de 2 o más horas de duración con una estancia hospitalaria de hasta 7 días en ciertos casos.
4. Posible transfusión sanguínea, siendo más conveniente la autotransfusión con anticipación.

5. Explicar la posible aparición de complicaciones como son: infección, inflamación, hematomas, equimosis, edema, dolor, falta de sensibilidad, tumefacción de la lengua y piso de la boca, trastornos estéticos, aparición de folículos pilosos en el injerto y otras secuelas de la cirugía.

EVALUACIÓN PREOPERATORIA.

Dentro de la evaluación preoperatoria para todos los tratamientos a seguir es importante contar con una historia clínica completa, una exploración física general, exploración oral y maxilofacial.

C. INDICACIONES.

La colocación de material de injerto es una parte muy importante en la corrección de alteraciones craneofaciales. Este material de injerto debe poseer ciertas características y propiedades.

Las consideraciones que determinan la selección de un material han sido definidas por Schallhorn:

1. Ser biocompatible.
2. Que sea antigénico, anticancerígeno y no tóxico.
3. Que sea predecible.
4. Ser osteogénico.
5. Presentar mínimos riesgos operatorios y mínimas secuelas postoperatorias.
6. Servir de matriz de neoformación ósea, ya que debe reabsorberse por completo y ser reemplazado a largo plazo por hueso nuevo.
7. Ser aceptado por el paciente.

8. Ser de bajo costo y de fácil adquisición.
9. Ser radiopaco.
10. Contar con varias presentaciones para su fácil manipulación.
11. Ser hidrofílico para atraer y sostener coágulo óseo en una zona precisa.
12. Tener alta resistencia a la compresión.
13. Poseer actividad eléctrica de superficie negativa para atraer células y repeler microorganismo patógenos.
14. Ser poroso para formar un puente y facilitar el crecimiento de hueso nuevo.

Es difícil encontrar un material que reúna todas estas características y hasta la fecha no existe un material o técnica “ideal”.

Una vez que el material ha sido colocado, puede actuar de diversas maneras:

- Puede no tener efecto alguno.
- Quedarse sólo como material de relleno.
- Puede ser inductor activo de formación de hueso.
- A través de su propia viabilidad, podría depositar hueso nuevo.

Las propiedades indispensables que deben presentar los materiales son: biocompatibilidad, disponibilidad, osteogénesis además de tener la habilidad de actuar como matriz y dar estabilidad mecánica.

El grado de resorción ósea de los diferentes injertos, debe ser considerada por el cirujano tomando en cuenta las propiedades anteriores.

D. CONTRAINDICACIONES.

En donde se han encontrado más situaciones adversas es en la evaluación clínica del hueso alogénico desecado y congelado, se ha indicado que los implantes preservados de esta manera son aloinjertos altamente aceptables pero existen desventajas vinculadas a esta técnica, como son:

1. Altos costos del equipo.
2. Empleo de una gran cantidad de personal necesario para desempeñar autopsias asépticas y para el procesar y almacenar el producto óseo. Para contrarrestar esta condición se han cambiado las autopsias asépticas por la esterilización del hueso después de ser obtenido por métodos no estériles (requiriendo de menos tiempo). Estos métodos de esterilización son irradiación generada por cátodos de cobalto y esterilización química con agentes como el óxido de etileno y la beta-propiolactona.
3. En la zona del mentón se tiene una lenta aceptación y una lenta unión al hueso del huésped; dando un largo período postoperatorio en que con un ligero traumatismo se puede desalojar el injerto del hueso huésped, fracasando así el procedimiento.

CAPÍTULO 5.

CONDICIONES OPERATORIAS.

A.ZONA RECEPTORA.

Kasanjian en 1952, formuló cuatro reglas clínicas para la colocación del injerto óseo en la mandíbula, las cuales son la guía para todos los injertos óseos de la actualidad.

1. El sitio receptor deberá tener un adecuado abastecimiento sanguíneo, el cual es esencial para asegurar la sobrevivencia de cualquier célula de la superficie del injerto.
2. El contacto hueso-hueso, deberá ser establecido entre el injerto y el hueso huésped, esto obviamente facilita el "*creeping substitution*".
3. La fijación rígida de los fragmentos deberá ser mantenida durante el período de cicatrización ya que el crecimiento óseo interno ocurre por osteoconducción y de esta manera la conexión no se rompe con el movimiento del sitio de fractura.
4. El injerto óseo deberá ser colocado sólo en tejido sano. Un lecho receptor contaminado pone en peligro el éxito del injerto.

B. ZONA DONADORA.

Antes de la donación de injertos se deberá revisar extensamente la historia médica para detectar enfermedades. Las contraindicaciones son: presencia de alguna infección, enfermedades malignas, degeneraciones neurológicas, enfermedades de etiología desconocida, exposición a sustancias tóxicas y factores de V.I.H. de alto riesgo.

Ya aceptado el material de donación se prosigue de la siguiente manera:

1. Tomar radiografías del sitio donador para evaluar la variaciones normales y anormales y así confirmar o descartar su uso.
2. Tomar el injerto con sumo cuidado para no maltratar o alterar el sitio donador.

La morbilidad del sitio donador es un problema en los autoinjertos. Aunque el sitio donador no presente ninguna alteración al inicio de la reconstrucción pudiera presentar incomodidades y dolor, las cuales son pasajeras y tolerables. Otra consideración a tomar es la cantidad insuficiente de injerto en algunos sitios donadores, por eso se debe tener una perfecta planeación quirúrgica para evitar limitaciones.

*CAPÍTULO 6.***B.O.P. (BIOCOMPATIBLE OSTEOCONDUCTIVE
POLYMER)**

A. HISTORIA.

El B.O.P. es un biocompuesto desarrollado y diseñado en el Instituto de Investigación Científica, en el departamento de polímeros del Ministerio de Salud Pública de la antigua URSS. Se patentó en 1973 y se investiga a partir de 1976, por múltiples instituciones en la antigua URSS por ejemplo:

- El Departamento de Traumatología y Ortopedia del Instituto Médico de Kaunas.
- El Instituto de Investigación de Primeros Auxilios de Moscú.
- El Departamento de Traumatología y Ortopedia del Instituto Médico Pirogov de Moscú.
- El Departamento de Traumatología y Ortopedia de la Academia Médica de Leningrado.

Se ha elaborado desde 1976 en diversos departamentos de traumatología y ortopedia en la antigua URSS.

En 1984 la Compañía DTI, S.A. adquirió la licencia para su elaboración. Como resultado de investigaciones adicionales realizadas tanto en Europa como en EUA, una síntesis del copolímero se desarrolló en Sipsy, Francia.

Investigadores rusos pertenecientes a la Unión de la Investigación Científica Médica y a los Institutos de Experimentación del Ministerio de Salud Pública han trabajado durante 15 años en el desarrollo de un pin intramedular para uso en cirugía ortopédica, que posee las siguientes propiedades:

1. Biocompatible.
2. Biodegradable.
3. No libera productos tóxicos, los cuales podrían alterar la función metabólica.
4. Tiene una buena adaptación biomecánica al sitio receptor o de síntesis.

En ese tiempo el mecanismo de acción del BOP todavía era incierta, por esta razón en sus reportes los investigadores rusos mencionan el término “biodegradación”, el cual se refiere a la disminución del peso de los pins en su uso a largo plazo en animales de experimentación.

B. PRESENTACIÓN

Existen cuatro formas de presentación:

1. BOP F (FIBRA)
2. BOP B (BLOQUE)
3. BOP SP (SOLUCIÓN-POLVO).
4. BOP P (POLVO)

1. BOP F (FIBRA).

Compuesta de :

- Matriz:
 - 75% de copolímero 1-vinil-2-pirrolidona (NVP) y metilmetacrilato(MMA)
 - 25% de calcio gluconado (excepto en países donde por la legislación local no se incluye).
- Fibras de Poliamida 6.

Las fibras de BOP, se producen en formas de sección de cruz de aproximadamente 9 mm. Son accesibles en longitudes de 100 y 200 mm en paquetes de 3, 5 o 10 fibras. El contacto con solución salina o plasma permite que estas fibras incrementen en un 10% su volumen. Estas fibras se cortan fácilmente con tijeras o bisturí. Son esterilizadas con rayos Gamma.

2. BOP B. (BLOQUE)

Contiene:

- Matriz compuesta de:
 - 75% copolímero NVP/MMA
 - 25% calcio gluconado (excepto en países donde debido a la legislación local, no se incluye).
- Fibras Poliamida 6.

Los bloques de BOP, se producen moldeando las fibras de BOP mediante condiciones definitivas de calor y presión. Su sección de cruz consiste en un rayo I-doble, el cual aumenta su fuerza biomecánica y estabilidad rotatoria. Estos trozos pueden ser moldeados en su longitud con el uso del bisturí y transversalmente con el uso de una sierra de micro-oscilación para así obtener el tamaño, forma y longitud deseada por el cirujano transoperatoriamente.

El material terminado se esteriliza mediante rayos Gamma. El BOP B es accesible en diámetros de 7 hasta 16 mm y en longitudes de 10 a 60 mm.

3.BOP SP (SOLUCIÓN-POLVO)

Está compuesto de:

- BOP S 20% copolímero NVP/MMA.
80% de etanol.
- BOP P copolímero NVP/MMA:

El BOP SP, es una mezcla de solución y polvo hecha de 2 componentes, los cuales forman una pasta. Después de mezclar se produce una reacción exotérmica, no como la conocida en el cemento de MMA.

La presentación de BOP SP es en forma de un *KIT* que contiene un frasco de 5 gr. de BOP P y otro frasco de 10 ml de BOP S en un paquete de doble sello hermético.

El BOP SP endurece aproximadamente en 10 horas después de su colocación o implantación en la zona receptora, pero este tiempo se puede reducir hasta 2 horas al utilizar irrigación salina.

4. BOP P (POLVO)

El cual contiene:

- Copolímero NVP/MMA.

Es un polvo fino de 30-100 micrones. Esta forma es la más reactiva del BOP, por su aumento en el área de superficie.

C. MANEJO.

Para cada una de las cuatro formas existentes de BOP hay una forma especial de manejo y aplicación.

BOP F

La forma de fibra, permite que un área de superficie mayor entre en contacto con una invasión vascular y como consecuencia, se lleve a cabo un aumento en el crecimiento óseo.

Es un excelente sustituto óseo ó como relleno en defectos de hueso; por lo tanto, se puede utilizar en lugar de material autógeno u aloinjerto. No tiene ninguna fuerza mecánica inherente.

BOP B

La forma de bloque es perfecta en los sitios en donde se experimentarán cargas compresivas importantes. Se utiliza en fusiones de espina cervical y en fracturas del odontoides. Los bloques más pequeños se han moldeado y utilizado en fusiones percutáneas de espina torácica. Esta forma se ha utilizado como cuña en las osteotomías y para rellenar defectos en fracturas supracondíleas de fémur o de tibia.

Es importante reafirmar que es requisito primordial para la osteogénesis el contacto del tejido óseo con el BOP F o el BOP B así como un adecuado riego sanguíneo.

BOP SP

La forma de solución-polvo, se maneja utilizándola como pasta. Para su preparación se consideran de 8 a 10 min. siguiendo el procedimiento que se describe a continuación:

1. Vaciar toda la solución del frasco ampula a un recipiente estéril.
2. Mezclar.
3. Cubrir la solución con una capa delgada de polvo.
4. Mezclar.
5. Agregar el polvo restante.
6. Mezclar la pasta hasta formar una pelota homogénea.
7. Lavar la pasta con solución salina.
8. Cuando ya no se pegue a los guantes estará lista para su uso quirúrgico.

Se puede utilizar hasta 30 minutos después de ser preparada. Su tiempo de endurecimiento se puede disminuir, lavándola con solución salina nuevamente.

Durante el proceso de endurecimiento no causa reacción exotérmica. Esto ha hecho que esta presentación sea muy útil en craneoplastías, por lo cual se utiliza directamente en la duramadre o en lugares de tejido blando.

BOP P

La forma de polvo ó natural se ha utilizado en conjunto con BOP B para aumentar su grado de fusión, siendo incluso empleada en fusiones de espina cervical.

D. MECANISMO DE ACCIÓN DEL CALCIO GLUCONADO

Es biodegradable y al disolverse deja poros en las fibras y bloques del BOP, los cuales progresivamente se llenan por el crecimiento vascular que posteriormente se convierte en tejido óseo. Después de esta secuencia, el vinil pirrolidona (monómero hidrofílico) que era predominante se rompe por hidrólisis en pequeños fragmentos de peso molecular bajo, los cuales no son eliminados fácilmente por los riñones.

En el transcurso de dos años se estudió tanto cualitativa como cuantitativamente la degradación del calcio gluconado presente en BOP B y F. Realizando varios exámenes incluyendo una evaluación microscópica del BOP B tanto “in vitro” con solución fisiológica como “in vivo”, seguido de una implantación intraperitoneal en rata.

En el estudio “in vitro” se presentaron modificaciones morfológicas, las cuales correspondían a sitios de porosidad representados por una pérdida del material heterogéneo.

El BOP B implantado en la rata, observado por microscopía electrónica mostró en las fibras de la masa central una muy buena estructura después de dos años de la implantación intraperitoneal; cerca de la periferia la estructura se encontraba menos organizada. El porcentaje total de la pérdida se mantuvo constante alrededor del 13%.

Para el BOP F “in vitro” se tomaron unas muestras colocándolas en tubos que contenían solución salina a $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$. Después a las 24, 48, 72 y 168 horas se retiró la solución salina. El porcentaje del aumento en la superficie fue del 25%. Al retirar las muestras de los tubos, éstas presentaron una pérdida del 10% del peso total inicial.

La mayor parte de la pérdida del material corresponde a la liberación de la solución del calcio gluconado. Como se mencionó anteriormente, al entrar en contacto con el plasma el calcio gluconado se disuelve rápidamente, dejando poros en el BOP F y B.

Las propiedades más importantes del BOP copolímero y sus derivados son:

1. Biocompatibilidad.

En estudios llevados a cabo en ratones, ratas, puercos y conejos tanto a corto como a largo plazo, se ha comprobado que el copolímero NVP/MMA no es tóxico por sí solo ni tampoco su producto de degradación.

2. Osteoconducción.

El BOP F y B constituyen un andamio favorable para las células osteoprogenitoras, ya que éstas al ser estimuladas correctamente pueden producir hueso.

3. Osteointegración.

El BOP F y B representan un buen ambiente para la osteointegración, creando espacios como una esponja para la infiltración que subsecuentemente se convertirá en hueso.

La primera fase del mecanismo de acción del BOP es la osteoconducción. El hueso rodea al BOP, en un proceso inmediato (días-semanas) existiendo una penetración de la microcirculación y de la formación ósea en los espacios y poros formados por la disolución del calcio gluconado.

La segunda fase es la osteointegración. El hueso invade al BOP. No existe una reacción de rechazo ni se forman espacios entre el hueso del huésped y el BOP. Es un proceso lento (meses-años) persiste penetración de la microcirculación y formación ósea en los espacios y poros formados por la hidrólisis del NVP:

Ya que el BOP es radiolúcido, la osteointegración se puede demostrar por rayos X, tomografía y primordialmente por biopsia.

E. VENTAJAS SOBRE EL AUTOINJERTO, EL ALOINJERTO Y EL HUESO EN GENERAL

Sobre Autoinjerto.

Se reduce el dolor para el paciente, ya que no es necesaria una segunda cirugía para obtener el injerto de hueso evitando así una neuralgia en el sitio donador. Tampoco existirá la posibilidad de fractura pelvis o herniación del defecto óseo en el sitio donador.

Es importante mencionar que no sólo el tiempo de cirugía se reduce sino también el tiempo de hospitalización por la reducción del dolor en el paciente. Los pacientes tendrán de 2 a 3 días menos de hospitalización, que los que requieren de injerto de cresta ilíaca o de algún otro sitio.

Sobre Aloinjerto.

Un grave problema en estos tiempos con los aloinjertos es la transmisión de enfermedades como el SIDA, hepatitis, salmonelosis, etc.. También el obtener el aloinjerto se hace más difícil cada vez por los requisitos y el potencial de responsabilidad involucrados en las implicaciones médico/legales.

La disponibilidad del hueso alogénico está limitada ya que existe un número reducido de donadores. Se evitan los problemas de almacenamiento en refrigeración porque el BOP se puede mantener a temperatura ambiente caso contrario al aloinjerto. Esto reduce costos.

Sobre Hueso en General.

En primer lugar el suministro del BOP es ilimitado, disponible en varias formas y se puede moldear en el tiempo de la cirugía. El BOP SP se puede impregnar de antibióticos al ser utilizado en craneoplastías.

El BOP también es radiolúcido, por lo cual se puede observar el crecimiento real del hueso nuevo (osteoconducción) y también la fusión al poder observar la porción del BOP rodeada de hueso (osteointegración).

Tampoco existe formación exotópica de hueso alrededor del BOP, lo cual es una ventaja en comparación con otros biomateriales al poder ser utilizado cerca de articulaciones.

F. INDICACIONES.

- Existencia de buen riego sanguíneo (microcirculación).
- Contacto con hueso natural o porciones pequeñas que incluyan BMP (Proteína Morfológica Ósea)

G. APLICACIONES

Existen diferentes tipos de BOP para diferentes necesidades y usos. Por lo tanto hay aplicaciones y reglas específicas que se tienen que seguir al utilizar el BOP para obtener resultados óptimos. Estas reglas se han desarrollado por cirujanos en base a su experiencia de los últimos 11 años en la antigua URSS, 7 años en Europa y 4 años en EUA.

1. CIRUGÍA ORTOPÉDICA

- Relleno óseo en tumores y fracturas
- Osteotomías
- Reemplazo total de cadera

2. CIRUGÍA DE COLUMNA

- Cervical
- Torácica
- Lumbar

3. CRANEOPLASTÍAS

- En ambiente séptico agregando antibióticos.
- En ambiente aséptico.

4. VETERINARIA

- Displasia de cadera en canino

H. EVALUACIÓN RADIOGRÁFICA.

El BOP B y F son radiolúcidos en un período corto postoperatorio, pero pueden ser identificados posteriormente en tomografías. El BOP SP sin embargo, es menos visible por este método, la mejor forma de obtener resultados es por biopsia. Las radiografías convencionales se utilizan solamente para evaluar la estática y fusión del segmento. Las tomografías son la mejor herramienta para tener un seguimiento de la evolución radiográfica tanto por dentro como alrededor del implante.

Signos de Osteoconducción.

Radiológicamente el tamaño del implante disminuye con el tiempo. El tejido óseo en contacto con el implante al principio lo rodea y gradualmente lo va penetrando.

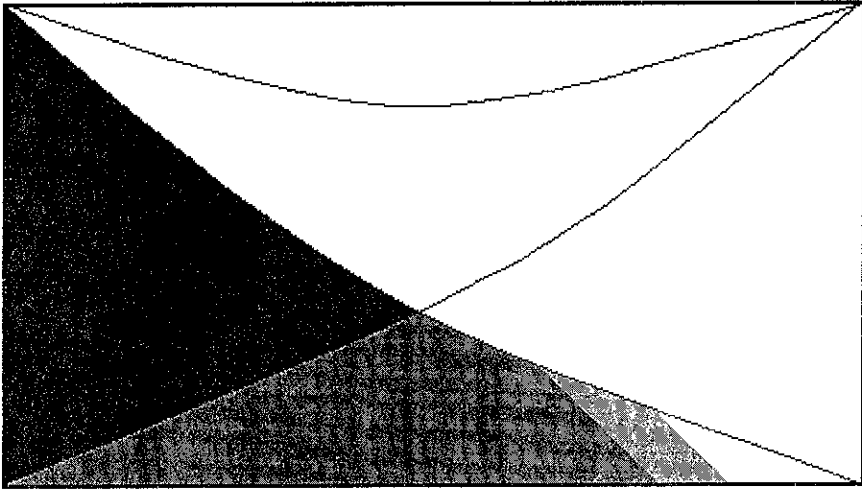
Signos de Osteointegración.

Nunca se observa una línea de espacio o borde entre el BOP y el hueso huésped. El implante no se puede distinguir radiográficamente del sitio receptor. Sin embargo, la mejor evidencia anatomopatológica se obtiene por medio de biopsia.

Podemos observar por radiografías que el BOP al inicio es negro o radiolúcido pero a medida que se forma en hueso se torna blanquecino. Por lo tanto a la transformación a hueso se le puede dar seguimiento por las evaluaciones radiográficas.

BOP 100%

HUESO 100%
(BLANCO)



BOP 10%

HUESO 0%
(NEGRO)
AÑOS

TIEMPO

SEMANAS

MESES

I. CARACTERÍSTICAS BIOMECÁNICAS.

Las propiedades biomecánicas del BOP B se han estudiado bajo condiciones de compresión y de flexión.

Condiciones compresivas.

Se utilizaron varios bloques de diferentes diámetros tanto en forma seca como humedecidos en solución salina durante 72 horas a 37°C para estas pruebas. Para la compresión axial la altura del bloque fue tres veces su ancho. Para la compresión transversal la longitud fue de 15 mm.

Condiciones de flexión.

Se utilizaron bloques de 16 mm de diámetro y 150 mm de longitud, tanto secos como humedecidos en solución salina por dos semanas a 37°C, los cuales se sometieron en 4 puntos de flexión. Para poder comparar se realizaron pruebas similares en hueso cortical, hueso canceloso, vértebra lumbar y cervical.

Con las pruebas realizadas se llegó a la conclusión que el BOP B es comparable con el hueso cortical y con el canceloso en cuanto a las fuerzas de compresión y flexión.

J. TOXICIDAD Y MUTAGENICIDAD.

El copolímero BOP no es tóxico ya que sus componentes polivinilpirrolidona y polimetilmetacrilato entran dentro de la farmacopea.

Las dosis letales (LD 50) de la polivinilpirrolidona (PVP), del metilmetacrilato (MMA), del polimetilmetacrilato (PMMA), de la poliamida y del calcio gluconado se encuentran en el registro de efectos tóxicos de sustancias químicas (RTECS).

Polivinilpirrolidona.

Por sus aplicaciones farmacéuticas y su uso como amplificador del plasma sanguíneo, el PVP ha sido estudiado extensamente para detectar cualquier signo de toxicidad. Este polímero ha demostrado ser inerte.

Su toxicidad aguda es muy baja y su administración por tiempo prolongado no ha demostrado tener efectos nocivos. El PVP es en esencia no tóxico ya sea por vía oral, inhalación o por inyección.

Metilmetacrilato.

Es moderadamente tóxico al ser tomado o al entrar en contacto con la mucosa ocular o ser absorbido por piel. El vapor del MMA es irritante para la membrana ocular y mucosas respiratoria y oral. La intoxicación produce cambios histopatológicos y modificaciones bioquímicas en hígado y riñón.

Polimetilmetacrilato.

Al contrario de los anteriores, al ser inerte, ha comprobado ser biocompatible con otros tejidos, por lo que es considerado no tóxico.

Poliamida.

Conocido comúnmente como Nylon 6. Su administración oral y por infusión en ratones y ratas no mostró ninguna toxicidad.

Calcio Gluconado.

Utilizado principalmente en humanos, para tratar deficiencias de calcio, no mostró ninguna toxicidad.

MUTAGENICIDAD.

Datos de cambios se han encontrado sólo en dos literaturas.

Los resultados de las pruebas que se realizaron utilizando Salmonella indican que el MMA no es mutagénico.

Se realizaron otras evaluaciones toxicológicas en el BOP. Estudios de la toxicidad crónica se han llevado a cabo en la antigua URSS en la academia veterinaria de Moscú y en el Ministerio de Salud Pública. De acuerdo a sus observaciones el copolímero NVP/MMA no muestra signos de toxicidad.

Sin embargo, ya que el metilmetacrilato y el vinilpirrolidona pueden presentar cierto efecto tóxico, es necesario tener un respaldo con pequeñas pruebas de toxicidad mediante la evaluación de los residuos del monómero tanto del material natural

o inicial como del producto final. Para que un material sintético sea aceptado es necesario que sea 100% biocompatible, que no sea tóxico por sí sólo o en sus productos de degradación, a corto y a largo plazo.

Evaluaciones a Corto Plazo.

Las pruebas se efectuaron en la Universidad de Liège-Bélgica, con material natural (BOP-P) y en los productos finales (BOP F y B) de diferentes diámetros.

Se llevaron a cabo las siguientes pruebas:

- Evaluación de la toxicidad de residuos en ratones.
- Efectos hemolíticos de los residuos en soluciones buffer (amortiguadores).
- Pruebas de toxicidad dermatológica aguda en ratas.
- Evaluación de la sensibilidad en piel en cerdos de guinea.
- Evaluación de la tolerancia local en implantación intramuscular en conejos.
- Pruebas Citotóxicas.

Conclusión de la Evaluación a Corto Plazo.

Todas las evaluaciones antes mencionadas, mostraron que los productos de prueba dieron resultados negativos, los cuales excluyen una toxicidad inmediata en el análisis de estos productos.

Evaluaciones a Mediano Plazo.

El propósito de este estudio fue evaluar la tolerancia midiendo los parámetros biológicos en la sangre de ratas después de uno y tres meses.

La toxicidad mediana del producto final se estudio con la implantación intraperitoneal en rata. Evaluaciones hemáticas se llevaron a cabo después de uno y tres meses.

Conclusión de la Evaluación a Mediano Plazo.

Las evaluaciones hemáticas realizadas en rata a uno y tres meses después de la implantación no mostraron una variación importante.

Los resultados obtenidos muestran que en las condiciones experimentales descritas, el producto es tolerable biológicamente en las ratas.

Evaluación a Largo Plazo.

El MMA puede ser potencialmente clastogénico lo cual significa que puede inducir a alteraciones cromosómicas en mamíferos tratados in vivo por largo tiempo. Por esta razón, es importante realizar experimentos a largo plazo para revisar los efectos mutagénicos del copolímero.

Estas evaluaciones incluyen:

- Evaluación del potencial clastogénico al hacer pruebas de las alteraciones cromosómicas en las células del hueso medular en ratas.
- Evaluación del potencial mutagénico en pruebas de cambios letales dominantes en ratas.
- Evaluación del potencial mutagénico en metabolitos urinarios.

Conclusión de las evaluaciones a largo plazo.

Los resultados de las pruebas mutagénicas muestran que no existe diferencia en el comportamiento de animales implantados y no implantados. Por lo tanto, se puede considerar que en las condiciones experimentales utilizadas con el copolímero no se indujeron efectos mutagénicos.

La toxicidad del BOP fue investigada en ratas por medio de la implantación del material en los músculos del muslo y en la cavidad peritoneal.

No se observaron efectos o cambios histopatológicos ni toxicidad local en los tejidos adjuntos al implante después de 6 meses del tratamiento.

La biocompatibilidad y la ausencia de efectos tóxicos del BOP también se estudió con el experimento de osteosíntesis en perros después de 42-49 días, y en bovinos después de 35-42 días. Los resultados se confirman posteriormente en otros estudios con perros beagle en la Universidad de Liège-Bélgica. Estos experimentos en caninos y bovinos tuvieron un seguimiento por dos años y no mostraron cambios medulares.

Se realizó trabajo adicional en conejos. Se colocaron pins de BOP con 2-3 mm de diámetro en el canal intramedular retirándolos después de 11 meses. Los estudios microscópicos no mostraron efectos tóxicos en la osteosíntesis intramedular.

K. PRUEBAS Y ESTUDIOS ADICIONALES.

También dentro de la Cirugía Maxilofacial se han realizado estudios sobre el uso del BOP. En la Ciudad de México en el Centro Médico “20 de Noviembre”, se realizó un estudio comparativo de 20 pacientes; a los cuales se les colocó BOP a 10 de ellos y a los 10 restantes se les colocó injerto óseo autógeno.

Se evaluaron varios parámetros: la cantidad de injerto obtenida, el tiempo quirúrgico empleado, los días de estancia hospitalaria. Llevando un estricto control radiográfico pre y postoperatorio a los 15 días, 1°, 2°, 3°, 4°, 5°, y 6° mes.

La edad promedio de los pacientes atendidos en ambos grupos no mostró diferencia estadística significativa. Se comprobó que en los pacientes en los cuales se uso BOP, fue menor el número de días de internamiento con una media de 2.6 contra 5.2 días, así como también una disminución en el tiempo quirúrgico de 2.8 contra 4.9 horas respectivamente.

No se presentó ningún rechazo y sólo en un caso hubo exposición de éste hacia el medio bucal e infección en un cierre de fistula nasopalatina, este fracaso del BOP se presentó por haber dejado muy tensa la mucosa que lo recubría y al generarse la retracción cicatrizal éste salió, quedando expuesto y condicionado a una infección.

De los pacientes con autoinjerto uno presentó reabsorción de éste al pretender realizar un cierre de fistula nasopalatina. Esta es una de las desventajas que presentan los autoinjertos. También encontrando que a nivel del sitio donador se presentó un hematoma a nivel de cresta ilíaca, otros tres pacientes se quejaron de problemas para la deambulación en los tres primeros días postoperatorios.

Se tomaron dos injertos de calota, los cuales no presentaron complicaciones, sin embargo, los otros pacientes de autoinjerto de cresta iliaca presentaron dolor a nivel de la zona donadora durante el postoperatorio.

A los 6 meses de seguimiento, en ninguno de los procedimientos se encontraron diferencias importantes en cuanto a su comportamiento clínico y la corrección del problema. En ambos estudios se obtuvieron buenos resultados en patología bucal, trauma facial y cirugía ortognática. Encontrando complicaciones en el cierre secundario de la fisura nasopalatina (rechazo y reabsorción) e infección.

L. CONCLUSIÓN GENERAL DEL USO DEL BOP.

Todas las evaluaciones y estudios antes mencionados, muestran que no existe reacción adversa del organismo al uso del BOP.

- Es un material seguro.
- Evita tener una zona donadora de injerto que presente morbilidad.
- Supera ampliamente la utilización del autoinjerto al disminuir en forma importante el tiempo quirúrgico y la estancia hospitalaria de los pacientes
- En comparación con el autoinjerto es menos costoso.

COMENTARIOS PROFESIONALES

DR. RAFAEL RUIZ

“El mejor material para injerto es el hueso autólogo, de preferencia de cresta ilíaca cuando es necesario utilizar gran cantidad, para asegurar su éxito es preferible utilizar una malla de titanio para su fijación, si la cantidad a utilizar es menor se debe usar injerto de costilla cuando la cantidad requerida es aun menor es recomendable utilizar hidroxiapatita. Para injertos nasoalveolares lo mejor es tomar injerto del mentón. De los injertos sintéticos los más adecuados son: silastic, proplast y med-pore.

El hueso autólogo es el más predecible pero el más absorbible en un término de 5 años.”

DR. JUAN CARLOS LÓPEZ NORIEGA

“Para la reconstrucción maxilar y mandibular el injerto más recomendable es el esponjoso tomado de cresta ilíaca anterior en combinación con una malla de titanio, el relleno utilizado en este procedimiento debe ser del 90% de cresta y un 10% de hueso cortical. El mayor inconveniente de esta técnica es su elevado costo. Si los recursos del paciente son escasos el injerto indicado es el de costilla.

Para defectos nasoalveolares la primera opción es tomar injerto del mentón.

Para la reconstrucción del reborde alveolar es conveniente utilizar injerto de hueso liofilizado en combinación con hidroxiapatita absorbible.

En procedimientos pequeños como elevación del seno maxilar, recubrimiento de implantes y reimplantación de terceros molares que requieren de menor cantidad de injerto, se utiliza injerto liofilizado por lo que no es necesario un sitio donador, por lo tanto no hay complicaciones postoperatorias, además cuenta con diversas presentaciones lo cual nos facilita su manipulación.”

**ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA**

DR. MARIO DE LA PIEDRA.

“Para ser concretos, en lo personal cuando requiero de material de injerto para defectos de menor cantidad utilizo injerto de hueso liofilizado. Al requerir una cantidad de injerto mayor recorro al hueso autólogo de preferencia de la cresta ilíaca anterior. Este tipo de injerto lo prefiero por ser predecible, se tienen menos complicaciones y es menor su absorción.

Los bancos no siempre tienen lo que el cirujano necesita en cuanto a las características del injerto requerido.

Las principales preocupaciones del paciente a nivel particular son la introducción a su organismo de un injerto ajeno, el acto quirúrgico para la obtención de un injerto autólogo y el tiempo prolongado del tratamiento, por lo cual a nivel particular es muy accesible utilizar una combinación de injerto liofilizado con hidroxiapatita, combinando así las ventajas de los dos injertos.”

DR. FLORENTINO HERNANDEZ

“Los injertos más viables son los autólogo y homólogos para restituir el tejido óseo. Del autólogo lo prefiero de la zona de calota, mentón, costilla, cresta ilíaca y ángulo retromolar.

Lo más utilizado en cirugía bucal para la reconstrucción es el titanio por sus diversas formas, tiene excelente resultado al ser combinado con injerto autólogo más hidroxapatita. Estas mallas de titanio tienen ciertas ventajas como son ofrecer mayor dureza, ser más ligero y tener menor rechazo en comparación con mallas de acero inoxidable.

A mayor pérdida en el defecto, se necesitará mayor cantidad de injerto aloplástico. Lo más recomendable es combinar injerto cortical (osteoinductor) con injerto esponjoso (osteogénico) para así tener mayor regeneración y mayor estimulación.”

DR. MANUEL A. DUARTE RONCES.

“Básicamente utilizo dos tipos de injerto el autólogo y el liofilizado. El autólogo lo prefiero de hueso cortical tomado de calota, mentón, cresta ilíaca y tibia. De hueso esponjoso tomado de cresta ilíaca , tibia y mentón y el injerto cortico-esponjoso de cresta ilíaca y tibia. Este tipo de injerto tiene excelentes resultados, es el más recomendable siempre que se use en situaciones comprometidas. Es la mejor calidad de hueso que se puede obtener. Su única desventaja es que requiere de un sitio alternativo para su obtención, lo cual puede tener como consecuencia una morbilidad inherente a cada sitio.

El hueso liofilizado es utilizado en sitios pequeños, que no requieran de un sitio quirúrgico para su obtención, teniendo excelentes resultados. En lugares más grandes se utilizan en combinación los dos tipos de injertos.”

CONCLUSIONES

En las últimas tres décadas se han venido empleando diferentes técnicas de injertos óseos para reconstrucciones tanto en el maxilar como en la mandíbula.

La utilización de injertos de hueso autólogo congelado sin vascularizar restaura inicialmente las zonas deficientes en anchura y altura. Sin embargo la reabsorción de estas áreas es frecuente debido principalmente a la influencia de las prótesis convencionales. Estos resultados no del todo satisfactorios se producen al no prestar la debida atención a las técnicas que a la larga aumentan la densidad ósea en el área injertada. No es ya suficiente en los tiempos actuales rellenar en altura y anchura al defecto óseo, se debe pensar en el punto final que no es otro que incrementar la densidad ósea y con ello crear una matriz capaz de resistir la reabsorción.

Uno de los métodos más eficientes para conseguir el objetivo de incrementar la densidad ósea a largo plazo es la de combinar sustitutos óseos osteoconductores lentamente reabsorbibles y calcificados junto con hueso autólogo medular y canceloso. Con este sistema tenemos las células presentes en el hueso medular con su efecto de inducción para formar nuevo hueso y el efecto conductivo de la porción del injerto que es el sustituto óseo. Este efecto conductivo de lenta remodelación del injerto mantiene e incrementa la densidad ósea a largo plazo.

En este momento ya no deberían emplearse materiales que no ayudan a la remodelación ósea o bien aquellos que si ayudan a la remodelación pero que desaparecen en pocas semanas o meses.. De esta manera los sustitutos óseos porosos y con contenido mineral son unos excelentes materiales para conseguir el efecto de remodelación ósea deseable.

En un futuro muy cercano, los materiales inductores de hueso serán creados por procedimientos de bioingeniería a través del uso de recombinaciones de DNA entrando así a una nueva era, en la cual el cirujano inducirá formación ósea con un transportador apropiado para el propio inductor óseo.

La mayoría sino es que casi todos los injertos óseos utilizados por los cirujanos alrededor del mundo son los autógenos.

De acuerdo a los comentarios proporcionados por algunos cirujanos maxilofaciales puedo concluir que actualmente en México se utilizan con más frecuencia los autoinjertos. Tanto por la preferencia individual como por la disponibilidad del injerto aun con los agravantes que implica el utilizar este tipo de injerto. Sólo nos resta esperar a la nueva era de materiales de injerto e implante para desarrollar nuevos y excitantes tratamientos en beneficio de los pacientes y para satisfacción del cirujano.

BIBLIOGRAFÍA.

1. Surgical Correction of Dentafacial Deformities.

William Bell

W.B. Saunders Company

Vol. III 1980

2. Bone Grafts and Bone Substitution

Saunders Company

1992

3. Historia de la Medicina

Lyons, Albert

Editorial Panamericana

1992

4. Historia Universal de la Medicina

Lain Entralgo

Editorial Gedisa

1993

5. Crónica de la Medicina

Plaza y Jones Editores S.A.

1991

6. Colección Ciba de Ilustraciones Médicas

Netter

Vol.III/a

1992

7. Cirugía Bucal Práctica

Daniel Waite

Compañía Editorial Continental S.A.

México 1987

8. Oral and Maxillofacial Trauma

Fonseca, Walker

W.B. Saunders Company

1991

9. Craniofacial Surgery
Caronni, Ernesto
Little Brown and Company
Boston 1985.
10. Cirugía Bucomaxilofacial.
Kruger
Editorial Panamericana
5a. Edición México 1986
11. Cirugía Oral
J.S. Lopez Arranz
Interamericana
Madrid 1991
12. Cirugía Bucal y Maxilofacial
Dr. Víctor H. Castillejos
Tredex Editores. S.A. de C.V.
1a. Edición México 1990
13. Técnica de Elevación Sinusal. Injerto Subantral de Inducción Ósea.
Salagaray y Lozada.
Sagrado Comunicación
Madrid 1993
14. Bone Grafting in Fracture Treatment and Healing.
Heppenstall R.B.
W.B. Saunders, Company
Philadelphia, 1980.
15. Dental Implants. Principals and Practice.
The use of Hydroxiapatite in Mandibular Reconstruction.
Babbush.
W.B. Saunders Company.
Philadelphia 1991.11. 229-43.
16. Técnicas Quirúrgicas en Labio y Paladar Hendido
Injertos Autólogos de Hueso.
Bardach y Salver.
Editorial Madrid 1989.4. 240-244.
17. Periodontología Clínica de Glickman
F.A. Carranza
Interamericana. México 1990

18. Tesis de Postgrado "Uso del B.O.P. en Cirugía Maxilofacial"
Centro Médico Hospitalario "20 de Noviembre".
Dra. Sonia E. Huerta Ayala
19. Use of Homologous Bone in Maxillofacial Surgery. Edward Ellis and Douglas P.Sinn. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1993; 51: 1181-93.
20. Tissue Banking Safety. Robert E.Marx and Eric R. Carlson. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1993; 51: 1372-79.
21. Evaluation of New-High Performance Calcium Polyphosphate Bioceramics as Bone Graft Materials. Steven R. Nelson, Larry M. Wolford, Richard J.Lagow, Paul Capano. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1993; 51: 1363-71.
22. Tibial Autogenous Cancellous Bone. *Oral and Maxillofacial Surgery*. 1992; 50: 1258.
23. Chemical, Physical and Histologic Studies. *Oral and Maxillofacial Surgery*. 1992; 50: 859.
24. Biomaterial and Dental Implants; Symposium. *Oral and Maxillofacial Surgery*. 1992; 50: 14-19.
25. Autogenous Facial Fat Transplantation. *Oral and Maxillofacial Surgery*. 1992; 50: 477.
26. *Journal of Periodontology*. 1993; 64: 1-3
27. Bone Grafts and Bränemark Implants in the Treatment of the Severely Resorbed Maxilla. A 2 year Longitudinal Study. F.Nyström, K.E. Kahnberg. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 1993; 8(1): 45-53.
28. A Comparison of the Effects of 2 Hydroxyapatites and a Methacrylate Resin on Bone Formation in the Rat Ilium. W.B.Donohue, C.Maseres. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 1993; 8(1): 75-82.
29. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*. 1992; 26: 141-45.
30. A Preliminary Study into the Uses of Anorganic Bone in Oral and Maxillofacial Surgery. W.S. Hislop, P.M. Finlay, K.F. Moss. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1993; 31: 149-53.
31. Post-Operative Infection of Proplast Facial Implants. N.W. Whear, R.R.J. Cousley, C. Liew, D. Hendeson. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1993, 5: 292-95.
32. Ácido Poliglicólico, Un Material Reabsorbible. J.H. McVicar, J.M. Walsh, P.M. Hatton. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1993 (Abril) Abstracts at the BAOMS Spring Meeting in Cardiff.

33. Custom Made Silastic Implants for the Correction of Cranio-facial Deformity. K Altman, P.T. Blendinsopp, B.F. Conroy British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery 1993 (Abril) Abstracts at the BAOMS Spring Meeting in Cardiff.
34. Surgical Reconstruction of the Orbit with Calvarial Bone Grafts. H.P. Howaldt, A. Frydrych, A. Zubcov. British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. 1993. Abstract from Autumn BAOMS Meeting.
35. Osteogenesis of H.A. and Tricalcium Phosphate Used as a Bone Substitutue.Kuniteru Nagahara, Masahiko Isogai International Journal of Oral and Maxillofacial Implants. 1992; 7(1): 72-79.
36. Use of Bovine Osteogenic Protein to Promote Osseointegration of Endosseous Dental Implantes. R. Bruce Rutherford, T. Kuber Sampath, Thomas D. Taylor. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants. 1992; 7(3): 297-301.
37. Reconstruction of Maxillary Alveolar Defects with Mandibular Symphysis Grafts for Dental Implants. A Preliminary Procedural Report. Craig M. Mish, Carl E. Mish, Randy R. Resnik. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants. 1992; 7(3). 360-66.
38. Tissue Response to the Implantation of Two New Machinable Calcium Phosphate Ceramics. Keith G.Smith, Christopher D. Franklin, David J. Lamb. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants 1992; 7(3): 395-400.
39. Biomaterials, Biocompatibility and Perimplant Considerations. Jack Lemons, Joseph Natiella. Dental Clinics of North America. 1986, 30(1): 3-21
40. Alloplastic Reconstruction of the TemporoMandibular Joint. Moriconi, Popowich, Guernsey. Dental Clinics of North America. 1986; 30(2).
41. Clinical Applications of Synthetic Bone in Dentistry. Arthur Ashman. General Dentistry Part 1 and 2. 1992-1993.
42. Using Synthetic Bone for Ridge Maintenance. Arthur Ashman. General Prothetics. 1993. 23-26.
43. Apparent regeneration of the Mandibular Canal in a Free Bone Graft. Hopper C. Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology. 1990 Oct.; 70(4) 431-434.
44. Tissue Response to Composite Ceramic Hydroxiapatite/ Demineralized Bone Implants. Pettis G.Y Journal Of Maxillofacial Surgery 1990 Oct.; 48(10). 1068-74.
45. Avoiding the Sagittal Sinus During Calvarial Bone Harvest. (Letter). Markowitz N.R.. Journal Oral and Maxillofacial Surgery 1991 Jan.; 49(1) 105.
46. Clinial Evaluation of Antibiotic Supplemented Bone Allograft. Philip J. Boyne Journal Oral and Maxillofacial Surgery 1993; 57(9): 986

47. Mandibular Reconstruction. Robert E. Marx. *Journal Oral and Maxillofacial Surgery*. 1993; 3(5): 466-479.
48. The Application of Biocompatible Polymer Pins in Surgical Orthopaedics and Traumatology. S.V. Pranzkyavichus, A.U. Petrulis, S.I. Belykh. VNIIMT. A Journal of All-Union Scientific Research for Medical Engineering of the USSR Public Health Ministry. 1980.
49. The Use of Biocompatible Polymer Pins in Orthopaedic Operations. S.V. Pranzkyavichus, P.A. Baubinas, A.Yu. Petrulis. VNIIMT. A Journal of All-Union Scientific Research for Medical Engineering of the USSR Public Health Ministry. 1980.
50. Report on the Use and the Development of Applications of BOP in Orthopaedic Surgery. Orthop. Trans. J.A. Schmitt-Fournier, Brive. *Journal of Bone Joint Surgery*. 1988; 12: 32-35.
51. The Use of Biocompatible Osteoconductive Polymer in Orthopaedic Surgery. Ortega Julio, Chávez Miguel, Méndez Juan, Flores Armando. *Revista Mexicana de Ortopedia y Traumatología* 1990; 4(4): 106-108.
52. Biocompatible Osteoconductive Polymer in Non-Cemented Arthroplasties. Gómez Juan José, Escandon Javier, Luque Eduardo, Cassis Nelson. *Revista Mexicana de Ortopedia y Trumatlogia*. 1990, 4(4): 109-111.
53. On the Use of BOP in a Neurosurgical Department. Lozes G., Fawaz A., Mescola P., Brambilis Bas., Moustafaoui N., Skondia V. *Acta Neurochirurgica*. 1990; 102: 42-53.
54. Chemical and Physico-Mechanical Aspects of Biocompatible Orthopaedic Polymer BOP in Bone Surgery. Skondia V., Davydov A B. *Journal International Medical Research*. 1987, 17: 254-61.
55. BOP in Infected Cavities. Perrin M., Laloux E., Casillas J.M. The third International Symposium on Locomotor Tissue Bank. Bangkok. October 26-28. 1988.
56. Donor Site Morbidity After Harvesting Rib and Iliac Bone. Laurie S.W., Kaban L.B., Mulliken J.B *Journal of Plastic Reconstruction Surgery* 1984; 73: 933.
57. Morbidity At Bone Graff Donor Sites. Younger, E.M. Chapman M.W. *Journal of Orthopedic Traumatology*. 1989; 3(3): 192-95.
58. Bone Bank Procedures. Tomford W., Dopelts S., Mankin H. *Clinical of Orthopedic Rel. Research*. 1980; 16: 3-212.
59. Complications in Clinical Use of Bone Grafts and Bone Banking. Huo Michael, Friedlaender Gary. *Journal of Bone and Joint*. 1990 July;(6) 104-8.

60. BOP. Condition. Raw Materials. Manufacturing Process. Sterilization. Physical Chemical and Biochemical Properties. Synthesis of BOP-Toxicity-BOP Mechanism of Action- Animal Clinical Trials-Directions for Use and Notice for Physicians. Pirogov 2nd Medical Institute, Moscow, USSR. 1989,
61. Resorbable Osteoconductive Biopolymer BOP in Minor Oral Surgery. Carboni I., Fratto G., Bonifacio M Italy. XXIIth National Congress of the Italian society for odontostomatology and maxillofacial surgery. Roma 6-9 December 1989.
62. Use of an Osteoconductive Biopolymer BOP Powder in Oral Surgery. Ortolani E, Nazzicone M, Fratto G. Second congress of the Italian-Hungarian association of medical and surgical odontology. Roma 19-21 October 1990.
63. Biomaterial Aspects of Calcium Phosphates. Properties and Application. Jarcho Michael. Dental Clinics of North America. 1989; 30(1) 25-47.
64. Biomaterial Aspects of Interpore-200 Porous Hydroxyapatite. Eugene White, Edwin Shors. Dental Clinics of North America 1989; 30(1) 49-66.