

Verbe

24/8
Ej.



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA
DECIMO NOVENO SEMINARIO

REGENERACION TISULAR GUIADA
EN IMPLANTES

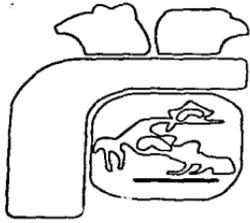
T E S I S A

Que presenta:

MIRIAM RODRIGUEZ SAAVEDRA

para obtener el Título de:

CIRUJANO DENTISTA



Director de Tesina:

C.D. FERNANDO BETANZOS SANCHEZ

México, D. F. 1997

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



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.

A DIOS

Por haberme permitido
terminar mis estudios
y darme la oportunidad
de seguir adelante.

A MIS PADRES

Por brindarme su apoyo
en el transcurso de mi vida
para así terminar mi
carrera. Los quiero mucho.

A MI ESPOSO

Por todo el cariño y
apoyo que me has
brindado. Te quiero
mucho Gordo

A MI HIJA FRIDA

Por sus sonrisas que
me alientan a seguir
adelante.

A MIS HERMANOS

Alejandro y Humberto.

Por sus consejos que
me ayudaron para salir
adelante.

A MI ASESOR

Dr. Fernando Betanzos S.

Por su valiosa ayuda en
la realización de este
trabajo. Muchas Gracias.

A LA DRA. ALMA AYALA

Por su entusiasmo en el
transcurso del seminario.

Muchas Gracias.

INDICE

INTRODUCCION

CAPITULO I

REGENERACION TISULAR GUIADA1

1.1 Principios Biológicos de la Regeneración Tisular Guiada1

1.2 Tipos de Membranas en la Regeneración Tisular Guiada6

1.3 Influencia de los Microorganismos en la Regeneración Tisular Guiada20

CAPITULO II

IMPLANTES25

2.1 Concepto de Implante Dental y Antecedentes25

2.2 Consideraciones Generales35

2.3 Selección de Pacientes40

2.4 Tipos de Implantes43

2.5 Oseointegración65

CAPITULO III

REGENERACION TISULAR GUIADA EN IMPLANTES DENTALES68

**3.1 Éxito y Fracaso de la Regeneración Tisular Guiada en Implantes
Dentales.....68**

CONCLUSIONES83

BIBLIOGRAFIA85

INTRODUCCION

El principio biológico de "regeneración tisular guiada" (RTG) se desarrolló para regenerar tejidos periodontales perdidos como resultado de la enfermedad periodontal. Su finalidad es fomentar el crecimiento celular a partir de células del ligamento periodontal al mismo tiempo que se bloquea la proliferación de otros tejidos, en especial el epitelio y el tejido conectivo.

La oseointegración que consiste en la implantación en el tejido óseo de elementos de titanio que meses después van a recibir las coronas que reemplazan a los dientes perdidos. Basándose en el comportamiento biológico del hueso y en la pureza de titanio que lo hace totalmente biocompatible. La utilización de implantes en los tratamientos dentales requiere de una minuciosa selección del paciente para asegurar el éxito del tratamiento.

El presente trabajo pretende dar información actualizada de la regeneración tisular guiada en los implantes dentales, en donde por razones de un reborde alveolar inadecuado o por peri-implantitis no se tiene el soporte óseo adecuado para el buen funcionamiento de los implantes.

CAPITULO I

REGENERACION TISULAR

1.1 Principios Biológicos de la Regeneración Tisular Guiada.

Al final del decenio de 1970 y en la de 1980, se efectuó una serie de estudios para establecer el origen de las células necesarias para una nueva inserción periodontal.¹

Melcher sugirió que durante la cicatrización se podría repoblar la superficie radicular con células de cualquiera de cuatro fuentes, las cuales tienen una velocidad de población celular diferente: epitelio de 10 a 15 días, tejido conectivo gingival de 60 a 90 días, ligamento periodontal de 28 días y hueso de 6 meses en adelante. Las células del ligamento citado también intervinieron en la conservación de la integridad de las fibras, el hueso y el cemento. Melcher también postuló que durante la cicatrización, las células que repoblaron la herida determinaban la naturaleza de la inserción. Como demuestran otros investigadores, si células óseas colonizan la herida periodontal, hay anquilosis a medida que el hueso nuevo entra en contacto con la superficie radicular.

Melcher también postuló que “si fuera posible diseñar los procedimientos quirúrgicos de tal modo que pudiera permitirse que el ligamento periodontal y el hueso migrasen en sentido coronal, entonces las células con capacidad para regeneración y conservación del periodonto colonizarían la herida” . Melcher sugirió que la colonización de la superficie radicular por cualquier célula aparte de la del ligamento periodontal podría impedir la formación de inserción nueva y tendría que evitarse al diseñar técnicas quirúrgicas para la inserción nueva.¹

Caton y colaboradores produjeron periodontitis experimental en monos; evaluaron cuatro modalidades terapéuticas en términos de su capacidad para favorecer la inserción nueva en raíces afectadas por periodontitis. Los resultados posteriores al tratamiento, mediante raspado y alisado radicular, colgajo de Widman modificado y debridamiento de los defectos y las raíces, así como la implantación de médula roja congelada y fosfato beta tricálcico, señalaron que en todos los procedimientos, la cicatrización aconteció por formación del epitelio de unión largo con diversos grados de formación ósea nueva.¹

Karring y colaboradores implantaron raíces afectadas por periodontitis y alisadas meticulosamente en alvéolos creados de modo quirúrgico en zonas edéntulas para excluir la migración epitelial y la infección. Las áreas apicales no

expuestas antes a la enfermedad presentaban formación de cemento nuevo con fibras colágenas orientadas de manera funcional a lo largo de la raíz. A pesar de la ausencia de epitelio, el área coronal antes expuesta a la enfermedad no exhibía la inserción fibrosa nueva. En cambio, hubo reparación por resorción y anquilosis. El tejido conectivo gingival produjo resorción cuando se permitió que tocara superficies radiculares desnudas, en tanto que el hueso produjo anquilosis.¹

Löe y Waerhaug demostraron la importancia básica del ligamento periodontal en los procedimientos regenerativos. Efectuaron experimentos a largo plazo en los que reimplantaron intencionalmente dientes en perros y monos. Sus hallazgos apoyan el concepto de que la reimplantación exitosa de los dientes depende de la conservación de un ligamento periodontal viable.¹

Nyman y colaboradores fueron los primeros en usar una barrera o membrana en estudios de cicatrización periodontal. Provocaron regeneración parcial de los tejidos periodontales al interponer un filtro Millipore (Millipore, Bedford, MA) entre el tejido gingival por un lado y la superficie radicular expuesta así como el hueso alveolar contiguo por el otro lado. La función del filtro fue doble: primero, servir como barrera para evitar la

colonización de la superficie radicular expuesta por células gingivales, y segundo, permitir la repoblación selectiva de esa superficie mediante células del ligamento periodontal, suponiendo que las células progenitoras surgidas del ligamento citado fueran las únicas con potencial para diferenciarse en cementoblastos. Esta proliferación coronal de células periodontales denota la necesidad de bloquear la proliferación de otros tejidos.¹

Nyman y colaboradores, Gottlow y colaboradores, Magnusson y colaboradores, y Caffesse y colaboradores presentaron una técnica previa con la intención de evitar la colonización de la superficie radicular por epitelio o tejido conectivo gingival y, por tanto, favorecer la repoblación de la superficie radicular con células derivadas del ligamento periodontal. Colocaron un filtro Millipore o una membrana periodontal Gore Tex (W. L. Gore and Associates, Flagstaff, AZ), material de politetrafluoroetileno expandido. Estos resultados demostraron que puede formarse cemento e inserción de tejido conectivo nuevo en superficies radiculares privadas quirúrgicamente del cemento y ligamento periodontal originales. No hubo diferencias obvias en relación con la formación de inserción nueva con el uso del filtro Millipore o la membrana

Gore Tex, pero la membrana Gore Tex pudo haber sido más biocompatible que el filtro Millipore.¹

Nojima y colaboradores investigaron la posibilidad de que las células del ligamento periodontal se diferencien en osteoblastos, cementoblastos, o ambos, en tejidos periodontales apenas aislados y en células cultivadas derivadas del ligamento periodontal. Concluyeron que los tejidos del ligamento periodontal contienen células con diversos fenotipos de osteoblastos.¹

Aukhil y colaboradores, experimentaron en dientes de perro, al emplear filtros con la intención de que las células migraran en sentido circunferencial coronal. Los resultados preliminares sugieren que la colocación de barreras físicas entre las superficies radiculares y los colgajos pudiera facilitar la migración coronal de las células progenitoras desde el ligamento periodontal. Se sugirió que el contacto entre las células del ligamento periodontal y la dentina radicular era indispensable para que las células progenitoras se diferenciaran en cementoblastos formativos de tipo celular. No hubo prueba alguna de que las barreras físicas permitieran la repoblación de superficies radiculares cureteadas sólo a partir del ligamento periodontal.¹

Concluimos que el principio biológico que apoya el concepto de la regeneración tisular guiada con los resultados alcanzados que dependen de la fuente de donde se originan las células que vuelven a poblar la superficie radicular expuesta. Si tales células se originan de epitelio, se vuelve a establecer un epitelio de unión largo. Si lo hacen del tejido conectivo gingival, la reacción es la resorción radicular. Si surgen del hueso, el resultado es anquilosis; pero si lo hacen de ligamento periodontal, hay inserción nueva y regeneración. El uso de barreras durante la cirugía periodontal permite la posibilidad de que el ligamento periodontal prolifere hacia la raíz expuesta al mismo tiempo que se bloquea la proliferación epitelial y de tejido conectivo gingival.¹

1.2 Tipos de Membranas en la Regeneración Tisular Guiada.

Idealmente, la terapia periodontal debería resolver la inflamación, detener la progresión de la enfermedad, mantener estética, máxima comodidad al paciente y sostener la regeneración periodontal perdida. La regeneración tisular guiada se basó en el comportamiento biológico de diferentes tejidos periodontales durante la cicatrización de la herida. Esto se creó en la colocación de una barrera gingival siguiendo: a) las interacciones de células epiteliales se

impidieron desde la migración apical e interfirieron con tejido conectivo-superficie de raíz; b) el tejido conectivo gingival se excluyó desde el colgajo hasta los sitios de cicatrización; y c) las células progenitoras de el ligamento periodontal favorecieron la repoblación de la superficie de la raíz coronal, de este modo facilita la formación del nuevo periodonto.⁴

La nueva técnica de barreras fue introducida por Nyman et al. en 1982 y el termino RTG fue acuñado por Gottlow et al. en 1986.⁴

Inicialmente, las barreras no reabsorbibles (filtros Millipore y politetrafluoroetileno) se usaron para facilitar la RTG. Sin embargo, el uso de estos materiales requieren de procedimientos quirúrgicos secundarios para su remoción, y esto reduce la factibilidad del uso de RTG durante la rutina de supervisión del paciente.⁴

Al ser membranas no reabsorbibles deben removerse de 4 a 6 semanas después del implante.⁵

Para evitar este dilema, en investigaciones se valoró la eficacia de barreras reabsorbibles.⁴

Se sabe que una terapia de un sólo paso de RTG elimina la necesidad de una segunda cirugía, reduce la cantidad de tiempo en la silla del dentista, e

incluso puede eliminar muchos problemas asociados con las membranas no reabsorbibles, tales como exposición temprana de la membrana, la recesión gingival, e infecciones que pueden dañar la regeneración de los tejidos periodontales.⁶

Las numerosas barreras reabsorbibles de diversos materiales se han presentado: dura mater, Avitene (Avicon), ácido poliláctico, ácido poliglicol, poliuretano, y colágeno. Estos materiales deben:

1. Inducir a ninguna reacción de cuerpo extraño.
2. No tener potencial antigénico.
3. Ejercer un efecto de barreras por un tiempo prolongado para permitir la regeneración del periodonto.
4. Tener características físicas de adaptabilidad y consistencia para permitir un efecto de alojamiento.⁶

Membranas Reabsorbibles

Barreras de Colágeno. El colágeno es una macromolécula extracelular en el tejido conectivo periodontal y es fisiológicamente metabolizado; este es

quimiotáctico para fibroblastos, hemostático, un inmunogénico débil y un almacén para las células de migración.^{4,6}

El colágeno es un elemento constitutivo importante del cuerpo humano y por lo tanto es biodegradable.⁶

El colágeno es probablemente el mejor material que se adecua a la membrana reabsorbible. Forma una parte activa en la formación del coágulo.⁶

Inicialmente, Piratu et al. reportó que las barreras de colágeno de las ratas insertadas sobre heridas inducidas en perros fueron parcialmente exitosas en la prevención de la migración apical del epitelio durante los primeros 10 días después de la cirugía. Los autores sugirieron que los resultados limitados fueron llevados a una degradación rápida del aspecto coronal de la colágena causado por enzimas en la placa y la cicatrización de las heridas.^{4,6}

Recientemente, Piratu et al. el usó barreras de colágena de bicapa en perros para compensar la prematura degradación de la barrera externa. La barrera interna fue cubierta con sulfato de heparin y fibronectina para atraer células progenitoras y para función de un soporte de la primera barrera. Además, 95 % de la superficie de la raíz fue cubierta con células de tejido conectivo. El dato sugirió que esas barreras no unicamente se utilizan para

impedición de migración epitelial si no también como vehículo de quimiotácticos y factor de adherencia.⁴

Blumenthal valoró las barreras de colágena de bovino en perros y observó una inserción de tejido conectivo guiado (1.89 mm) en sitios de prueba vs ningún sitio de control. La barrera fue eliminada en 6-8 semanas y ocurrió sedimentación de hueso sólo en la muesca situada en la raíz de la cresta ósea. Blumenthal y Steinberg usaron barreras de colágena en conjunción con gel desmineralizado de hueso-colágena de implantes en defectos infraóseos humanos. Ellos reportaron en esa técnica de barrera colágena-injerto que el defecto del hueso superior estaba relleno comparado con barreras colágenas o injerto de hueso. Cuando el hueso y terapia de barreras se usan juntas, el resultado es 50 % o mayor relleno (promedio = 3.71 mm) en un 93 % de todos los defectos tratados. Comparándolos con los sitios tratados con sólo barreras que no lograron hueso.⁴

Tanner et al. evaluó Avitene, una barrera de colágena microfibrilar hemostática hecha de colágena de bovino, y reportó cada vez menos resultados exitosos. Este material fue seleccionado por que este no puede ser-antigénico y fue absorbido por el sistema anfitrión con reacciones no desfavorables. Sin

embargo, esta fue una barrera ineficiente por migración epitelial, no haciendo facilitar la RTG y fue difícil a usar.⁴

Garret et al. reportó injertos de hueso con colgajos posicionados coronalmente logrando mejores resultados que con la aplicación de barreras dura mater. Además, 4/15 defectos tratados con dura mater demostraron deterioración ligera en el relleno.⁴

En general, puede ser concluido que algunos tipos de barreras de colágena son menos ideales (i.e., colágena de rata, Avitene y dura mater).⁴

Las membranas de colágena usadas hasta el presente han producido buenos resultados clínicos y la regeneración del tejido, pero la cantidad de la unión nueva ha sido limitada, probablemente por la reabsorción rápida.^{4,6}

El uso de la membrana de colágena reabsorbible lenta con un injerto produce buenos resultados en seres humanos.^{4,6}

Los resultados clínicos e histológicos confirman lo siguiente con el uso de una membrana de colágena:

1. La realización de un sistema completamente cerrado.
2. Ninguna exfoliación de los materiales implantados.
3. Ausencia de defectos gingivales.

4. Buen aspecto clínico de las áreas tratadas.

5. Evidencia histológica de una formación de hueso nuevo.⁶

Se produjo un nuevo material membranoso para el sistema RTG con membrana atelocolágena (AC) y células osteoblásticas (OBCs). AC es un material biodegradable que se ha usado ya en la práctica clínica. Para la producción de ACOB, OBCs creció de un cráneo de un ratón normal en el cultivo primario sobre AC durante 3 semanas. Se ha descubierto que estas OBCs producen una película delgada (TF) cuando han estado 21 días en cultivo. Se reportó un potencial osteoconductor de TF de OBCs cuando se implantan en el tejido del músculo del ratón, después de congelar y derretir, al día 14 de la postimplantación del espécimen del tejido del músculo.⁵

Para estudios experimentales en vivo, ACOB fue implantado en el tejido subcutáneo y mostró depósitos de calcio identificables producidos por ACOB. Estos resultados muestran fuertemente que los depósitos calcificados son el resultado de los efectos osteoinductivos de ACOB en el tejido subcutáneo.⁵

Membranas de Cartilago. Es derivado de la víscera de buey y es procesada y cromatizada en una manera similar a un material de sutura. Está propuesta en reabsorberse de 30-60 días. Card et al. valoró la eficacia de la membrana de

cartilago para provocar regeneración en presencia de periodontitis en perros. Ellos reportaron que la cicatrización fue ineventual después de la colocación de membranas; sin embargo, muchos perros presentaron gingivitis a pesar del cepillado diario con clorhexidina. En sitios altamente inflamados, la respuesta de inflamación parece precipitar la recesión prematura en el borde coronal de la barrera entre las 2 semanas. Este descubrimiento demostró que la mínima inflamación del tejido puede ser importante cuando se trata de lograr regeneración con este material.⁴

Esas barreras reabsorbibles son capaces de una dirección epitelial bajo-desarrollo desde la superficie de la raíz de este modo permiten la formación de una guía de tejido conectivo. Las membranas de cartilago se degradan dentro de 4-8 semanas.⁴

Investigadores reportaron resultados limitados y características de control de dificultad.⁴

Membranas de Ácido Poliláctico. El ácido poliláctico es un polímero éster biodegradable desarrollado por Kulkarni et al. y fue originalmente usado en cirugía ortopédica en varias configuraciones.⁴

La barrera esta hecha de ácido poliláctico, suavizado con ácido cítrico para lograr la maleabilidad para asegurar una adaptación cercana de la barrera a las superficies de hueso circundante de los defectos. La degradación del material empieza después de la implantación pero no influye en la macroestructura de la barrera durante por lo menos 6 semanas. El proceso de reabsorción continúa a través de hidrólisis, dando como resultado la degradación de los productos que son absorbidos por los tejidos circundantes y metabolizados dentro de agua y dióxido de carbono, para que los productos finales sean expulsados por el cuerpo.⁷

Las propiedades de la membrana son la maleabilidad del material, una propiedad que facilita el manejo clínico y el ajuste de la barrera para acomodarse suavemente y fuertemente al hueso. La cicatrización del tejido suave es una gran ventaja. Una tercera ventaja es la integración de la barrera con el tejido suave y la reabsorbilidad del material.⁷

Galgut et al. reportó esas barreras de ácido poliláctico inhibiendo la migración epitelial mejor que Gore Tex o filtros Millipore cuando se usó en la espalda de ratas. El estudio sólo finalizó en 2 semanas y el grado de resorción fue irregular y restringido a ciertas locaciones.⁴

Magnusson et al. evaluó la capacidad de barreras de ácido poliláctico biodegradables a favor de regeneración en dehiscencias bucales. Una preparación imperfecta de ácido poliláctico fue disuelta en cloroformo y echado en un lado azúcar de un 70 um de densidad. Las barreras se usaron estableciendo un adhesivo dental y una resina restaurativa. Ellos reportaron todas esas superficies de raíz cubiertas con barrera de ácido poliláctico formando nuevo cemento con inserción de fibras colágenas. El ácido poliláctico fue designado para degradar en 3 o 4 meses. Sin embargo, después obtuvieron exitosamente resultados en 2 meses, siendo suficiente y este podría ser perfecto más tarde usando un disolvente de membrana o un material con igual y relativamente un peso molecular bajo.⁴

Magnusson et al. usó barreras de ácido poliláctico en defectos circunferenciales. Ahí fue aproximadamente 50% de reparación de tejido conectivo guiado en ambas superficies de la raíz bucal y palatina, pero los resultados siendo equivalentes por ambas pruebas y sitios de control. Los investigadores especularon la inhabilidad de la membrana para facilitar la repoblación celular selectiva en diferentes tipos de defectos echando incertidumbre en el concepto de RTG.⁴

Concluimos que el material tiene ciertas propiedades que facilita el manejo clínico y permite la cicatrización sin problemas. Sin embargo, en situaciones particulares relacionadas a la morfología del defecto, la barrera necesita separar el apoyo para prevenir su colapso dentro del defecto del hueso.⁶

Celulosa Oxidized. Una malla celulosa oxidized es hemostático reabsorbible limpiando esa transformación a una masa gelatinosa encima de la incorporación de sangre. Estudios in vivo e in vitro eso se demostró teniendo el material reabsorbible con o sin efectos nocivos y posee propiedades antibacteriales. Galgut usó celulosa oxidized como una barrera en furcaciones en defectos infraóseos interdentes en un paciente y reportó una reducción de investigaciones profundas y obtuvo un guía clínica. Sin embargo, esos resultados no pueden ser atribuidos con aplicaciones de celulosa oxidized, por que el progreso similar se obtuvo después de los procedimientos de rutina quirúrgica.⁴

Barreras Periodontales de Malla Vicryl. Es una barrera biodegradable sintética. Fleisher et al. hizo un estudio preliminar para valorar la adecuación de barreras periodontales de malla vicryl en RTG. Creando 4 mm de dehiscencia de hueso en el aspecto bucal de varios dientes en un perro. Subsecuentemente, las

barreras se implantaron y planeando la re-entrada para evaluar la respuesta de sanación en los días 13,35,42 y 47.⁴

La malla pérdida está integrada después de 14 días. El día 35 el 25-49% de la raíz fue cubierta con una nueva guía. El día 42, 2 sitios de prueba demostraron 70 y 100% de tejido conectivo guiado. El día 77 los sitios examinados revelaron 80 y 100% de regeneración de tejido conectivo, pero los controles tienen 25%. El cemento nuevo fue notada a lo largo de la raíz.⁴

Quiñones et al. evaluó estas mallas para determinar si facilitan la RTG. Evaluando ellos 20 heridas de fenestración en 5 monos. Después de un mes, demostraron sitios de cemento nuevo, hueso y fibrilar inmaduro altamente vascular de ligamento periodontal. Después de 3 meses, los sitios experimentales y de control demostraron regeneración completa.⁴

Una investigación fue conducida en monos para determinar la eficacia de usar barreras periodontales de malla vicryl interproximalmente. Después de 1 mes, observaron en sitios experimentales una capa delgada de cemento nuevo, hueso alveolar nuevo y un fibrilar inmaduro y altamente vascular de ligamento periodontal. Después de 3 meses, se observó cemento espeso, mayor aposición

de hueso y ligamento periodontal maduro denso de colágena. Concluyendo los investigadores que esa malla facilita la RTG en defectos interproximales.⁴

Membranas de Ácido Polihidroxitirado. El propósito del estudio de Kostopoulos y Karring fue evaluar si la regeneración del hueso se puede lograr predeciblemente en los defectos de la mandíbula de una rata con una barrera bioabsorbible, aplicada de acuerdo a los principios de RTG.⁵

Las membranas de ácido polihidroxitirado provocan una reacción pequeña, indicando que es biocompatible. Los gránulos de polihidroxitirado no causan ninguna reacción inflamatoria en la membrana corioalantoica del nuevo desarrollo.⁶

No se observó ningún signo de degradación de la membrana antes de los 6 meses de la implantación, como se indicaba por la presencia de microfages a lo largo de la superficie externa de la membrana.⁶

Un problema mayor con las membranas usadas fue su rigidez, que hicieron la adaptación de las membranas sobre los defectos difícil y un microespacio se presento a menudo entre la membrana y el hueso circundante de los defectos.⁶

Además el tipo de membrana utilizada fue frágil, y algunas veces ocurrieron microrupturas en la cicatrización.⁸

El material fue biocompatible y no intervino con la cicatrización. Por lo tanto, es posible que las membranas de polihidroxibutirato con otras propiedades estructurales y de superficie puedan desarrollarse para aplicación clínica en el tratamiento de los defectos óseos.⁸

Membranas No Reabsorbibles

Membranas de Politetrafluoroetileno. Las membranas de PTFE se componen de múltiples capas de nodos de teflon que están interconectados por medio de fibrillas. Esta microestructura debe permitir a las células unirse y, al mismo tiempo, estorbar la migración de las células a través de la membrana. También, se señala que la barrera debe ser permeable para el intercambio de fluidos con funciones putativas nutritivas o instructivas.⁹

Recientemente, las membranas de PTFE mantenedoras de espacio con una red de titanio incorporada se han probado con la intención de fortalecer la estabilidad y la facilidad para formar la barrera.⁹

Schmid et al. realizaron un experimento para observar si la permeabilidad de la membrana es un requisito para la formación de hueso bajo la barrera.⁹

Las membranas de diferentes porosidades permiten la regeneración del hueso. La regeneración del hueso bajo las barreras de membranas puede lograrse si la membrana se cubre completamente por medio de un colgajo de tejido suave.⁹

Los resultados del presente experimento demostraron que la permeabilidad de la membrana no es un requisito para la regeneración guiada del hueso nuevo.⁹

1.3 Influencia de los Microorganismos en la Regeneración Tisular Guiada.

Los procedimientos de regeneración tisular guiada (RTG) en lesiones de periodontitis y alrededor de implantes endoóseos representan emocionantes y nuevas modalidades terapéuticas en periodoncia, estos tratamientos pueden fallar por complicaciones infecciosas. Para disminuir el riesgo de infección y para asegurar una cicatrización adecuada, la terapia periodontal debe precedir la inserción de la membrana de barrera para RTG.²

En 1994, Nowzari y Slots investigaron la importancia de la colonización microbiana de las barreras de membranas para la producción de nuevas uniones periodontales. Morfotipos microbianos, números totales viables, y la selección de especies microbianas se determinaron por microscopía de contraste por fase, cultivos selectivos y no selectivos, y sondas de DNA. Algunos microorganismos parecieron ser impedimentos para la regeneración del tejido. Se detectó *Porphyromonas gingivalis* en lugares que tuvieron una pérdida de uniones de prueba después de la separación de la membrana. La *P. gingivalis* es el patógeno putativo en la periodontitis inducida con ligadura.²

La *P. gingivalis* y *P. micros* parecen estar fuertemente relacionados con la regeneración ósea incompleta. Estos dos patógenos periodontales también han estado presentes en los procedimientos fallidos de regeneración tisular guiada con lesiones de periodontitis.³

Prevotella intermedia, *Peptostreptococcus micros* y *Campylobacter rectus* constituyeron proporciones altas de microflora en la membrana demostrando poca o nula unión. *A. actinomycetemcomitans*, *P. intermedia* y *P. micros* constituyeron patógenos putativos importantes en la periodontitis humana.²

La *P gingivalis* elabora colagenasa y enzimas proteolíticas que tienen el poder de degradar los constituyentes del tejido periodontal y matar los fibroblastos gingivales humanos. Un *A actinomycetemcomitans* tiene un inhibidor de fibroblastos y toxinas que tienen el poder de dañar el tejido. *P micros*, especies de *Fusobacterium*, y *B forsythus* produce hidrógeno sulfuro, y *P gingivalis* y *P intermedia* produce metilmercaptano e hidrógeno sulfuro de suero. Estos componentes tóxicos, volátiles, sulfurosos pueden impedir la formación de proteínas y la recuperación periodontal.²

Microorganismos en dientes asociados con membranas se originan de residuos microbiales en lesiones periodontales tratadas y otras fuentes. La contaminación salival durante la colocación de la membrana puede también ser una fuente de colonización microbial. Por que la membrana de politetrafluoroetileno expandido muestra poros que miden 8 μm que se considera más grande que microorganismos que tienen 1 μm de ancho, los microorganismos pueden estar en la barrera de la membrana, protegidos de células huésped antimicrobiales y otros factores.^{2,3}

Los leucocitos polimorfonucleares pueden mostrar una actividad menor alrededor de las barreras de las membranas, para ayudar al lugar susceptible a

una infección. La reducida perfusión de la sangre del colgajo mucogingival puede dar un ambiente favorable para el crecimiento de los patógenos periodontales.^{2,3}

La erradicación de muchas especies subgingivales no se puede lograr por sólo debridamiento local y necesita de una terapia antimicrobial y suplementaria.^{2,3}

Las membranas expuestas albergan microorganismos cultivables. Y muestran proporciones altas de especies de *P gingivalis*, *B fosythus*, *P micros*, *Fusobacterium*, *P intermedia* y *C rectus*. Los lugares asociados a implantes muestran defectos óseos sin regeneración. En contraste, las membranas no expuestas no revelan ningún microorganismo cultivable; y los lugares no revelan defectos óseos permanentes. La microflora de las superficies externa e interna de las barreras de las membranas de politetrafluoroetileno puede determinarse. La membrana externa tiende albergar más bacterias que la superficie interna. La terapia antibiótica y los enjuagues de clorhexidina no impiden la contaminación microbial de las membranas expuestas.^{2,3}

En 1993, Gotfredsen et al, y en 1994 y 1995, Nowzary y Slots observaron una predictibilidad muy baja de la integración ósea completa con

membranas que se expusieron durante el período de recuperación. La falla con la membrana prematuramente expuesta es una infección microbiana que ha resultado en el interior ocurrido secundariamente a la exposición prematura de la membrana. Los autores detectaron altos niveles de *P. gingivitis* y otros patógenos mayores en bolsas periodontales profundas. Esto sugiere que la infección es la causa primaria de la exposición prematura.^{2,3}

En resumen, el control de patógenos periodontales es un aspecto importante para asegurar una exitosa RTG con lesiones de periodontitis y regeneración guiada del hueso alrededor de los implantes dentales endoóseos y la terapia antimicrobiana debe intentar la erradicación de los patógenos periodontales antes de la inserción de la membrana y ambiente libre de patógenos después de la inserción de la membrana y durante el período de recuperación.^{2,3}

CAPITULO II

IMPLANTES**2.1 Concepto de Implante Dental y Antecedentes.****Concepto de Implante Dental**

Un "implante" se define como un dispositivo médico que se hace de unos o más biomateriales que se colocan de manera intencional dentro del cuerpo, implantado de manera total o parcial bajo la superficie epitelial. Esta definición fue adoptada en 1986 por la European Society for Biomaterials.¹⁰

Cuando un diente natural se pierde, un "dispositivo" reemplaza la porción radicular del diente que está puesta dentro del hueso y los tejidos suaves de la boca.¹¹

Antecedentes

El hombre ha intentado resolver los problemas asociados a la dentición desde la antigüedad. Tenemos pruebas de que ya los egipcios, en el año 2500

antes de Cristo, intentaban estabilizar los dientes con problemas periodontales utilizando alambres de oro a modo de ligadura.¹²

En el 500 a. de J.C. aproximadamente, los etruscos usaban bandas de oro soldadas a las que incorporaban pñticos de dientes de animales para restaurar la funci3n masticatoria con un puente.¹²

Los fenicios, en el 500 a. de J.C. aproximadamente, estabilizaban con alambres de oro los dientes con problemas periodontales.¹²

Posteriormente los fenicios, en el a3o 300 d. de J.C. , dise3naron un puente fijo con dientes de marfil, estabilizado con alambre de oro.¹²

La primera evidencia del uso de implantes data del a3o 600 d. de J.C. en la civilizaci3n Maya.¹²

Hay pruebas de que a mediados del siglo XVII en Europa se fijaban los dientes con problemas periodontales.¹²

En el siglo XVIII John Huner sugiri3 la posibilidad de trasplantar los dientes de un ser humano a otro. Para probar su teor3a, realiz3 un experimento poniendo un diente sin desarrollar completamente en la cresta de un gallo. Observ3 que el diente se arraigaba firmemente en la cresta, y que los vasos sanguneos de la cresta crec3an directamente en la pulpa del diente.¹²

La técnica del trasplante se puso de moda, hasta que finalmente se dejó de utilizar en el siglo XIX. Implicaba importantes problemas, como el rechazo y la transmisión de distintas enfermedades, como la sífilis.¹²

En 1809 Maggiolo describió el proceso de fabricación e inserción de raíces de oro para sostener los dientes. El implante se construía con tres piezas de oro soldadas, guardando una proporción aproximada con el hueco que dejaba la extracción del diente al que iba a sustituir.¹²

En 1911 Greenfield describió la fabricación e inserción de un implante endoóseo. Con una trefina se preparaba el hueco para el implante. Entonces se introducía en éste una cresta de iridio-platino, soldada con oro de 24 quilates.¹²

En 1939 Strock describió un método, en que se colocaba un tornillo de vitalio para proporcionar anclaje y sustituir un diente perdido.¹²

A mediados de los años 40, Formiggini diseñó un implante en espiral construido doblando un alambre de acero inoxidable sobre sí mismo. Este implante endoóseo no estaba preformado, sino que el dentista lo construía antes de la cirugía de acuerdo con la situación de cada paciente.¹²

Dahl fue el primero en sugerir la construcción de un implante subperióstico en 1943. El diseño original era bastante grueso, y tenía pilares planos y tornillos sobre la cresta alveolar.¹²

En 1948, Goldberg y Gershkoff hicieron más fino el implante subperióstico y extendieron la estructura hasta la región oblicua externa.¹²

En 1952, Lew describió el uso de una técnica directa de impresión. Además la estructura tenía menos arbotantes sobre la cresta alveolar de la estructura.¹²

Bodine hizo un estudio con una serie de pacientes del ejército de los EE.UU. durante los años 50. A medida que evolucionaba el diseño de la estructura se iban incorporando más arbotantes secundarios, y cada vez se incluían menos agujeros para tornillos en las regiones de mayor densidad ósea.¹²

En 1959, Lew describió el progreso y evolución de los implantes subperiósticos, y modificó aún más la estructura para lograr la máxima resistencia con el mínimo grosor. Como pilares transmucosa utilizaba pilares afilados o en forma de huso.¹²

A mediados de los 50 Lee introdujo el uso de implantes endoóseos con un poste central y extensiones circulares.¹²

A principios de los 60, Cherchéve diseñó un implante de espiral helicoidal doble de cobalto-cromo. Cherchéve colocaba las espirales al fondo del hueco preparado, con un poste-pilar que servía también de pilar transmucosa.¹²

A principios de los 60, Scialom describió el uso de un dispositivo endoóseo con tornillos en forma de trípode. Servía de anclaje en coronas unitarias o en puentes fijos permanentes.¹²

Orlay, a mediados de los 60, informó de numerosos casos en los que colocaba postes de virilo en los canales de dientes tratados endodónticamente con extensión más allá del ápice. De esta forma, defendía, se aumentaba el índice corona-raíz del diente afectado.¹²

Además, a principios de los 60, Linkow inventó el implante Ventplant. El tornillo de este implante endoóseo era autoenroscable.¹²

A mediados de los 60 Linkow introdujo el implante de láminas. Este tipo de implante endoóseo de <<placa>> se había diseñado originalmente para utilizar en el alveolo en <<borde de cuchillo>>. Linkow adaptó después el diseño de este implante a la mayoría de las situaciones clínicas.¹²

También a mediados de los 60 se utilizaba el tornillo óseo cristalino, diseñado por Sandhaus. Este tornillo óseo cristalino consistía básicamente en óxido de aluminio.¹²

El implante endoóseo Ramus Blade (lámina de ramus) fue diseñado a finales de esa década por Roberts y Roberts. Este implante en lámina estaba hecho de acero inoxidable quirúrgico 316, y se colocaba de forma que se anclara distalmente entre las placas corticales del ramus de la mandíbula. Según sus inventores, era para que funcionara de <<tercer molar inferior sintético>>.¹²

A principios de los 70 comenzaron a practicarse estudios con animales sobre el uso de implantes endoóseos no metálicos. En 1975 se colocó en un ser humano el primer implante de óxido de aluminio, Synthodont. Estos implantes estaban diseñados con óxido de aluminio extruido de alta densidad, y se fabrican a máquina con una técnica de tallado de diamante.¹²

El implante mandibular diseñado por Small a finales de los 60 y principios de los 70, pretendía rehabilitar la mandíbula edéntula atrófica. Este implante óseo de placa se solía utilizar con una incisión extraoral e insertándolo desde el borde inferior de la mandíbula.¹²

A principios de los 70 Roberts y Roberts también desarrollaron el implante de estructura ramus. Este implante endoóseo se estabiliza gracias a su anclaje bilateral en la zona del ramus y en la zona de la sínfisis mandibular.¹²

Grenoble fue el primero en colocar, a principios de los 70, implantes de carbono vítro. Basándose en estudios de biocompatibilidad y de eficacia, a mediados de los 70 comenzó a realizar pruebas clínicas en seres humanos sobre el uso de este implante.¹²

A principios de los 80 Tatum introdujo el implante Omni R. Este implante con forma de raíz estaba hecho de aleación de titanio, tenía unas aletas horizontales. Estaba diseñado para su colocación en un hueco receptor endoóseo preparado ampliado.¹²

Otro implante introducido por Tatum fue el Omni S. También es un implante de aleación de titanio para colocar en el seno de un maxilar con injerto óseo.¹²

A finales de los 70 y principios de los 80 Tatum se mostraba partidario de la fabricación y colocación de implantes de láminas a la medida. Estos implantes de lámina de aleación de titanio, estaban diseñados para su colocación de una forma tridimensional. Se seguía este protocolo para

establecer el máximo contacto posible con hueso disponible, y para ajustarse tanto a la anatomía del ramus como del cuerpo de la mandíbula.¹²

Weiss y Judi popularizaron el uso de los implantes intramucosa para retención de prótesis maxilares removibles a principios de los 70. Se incorporaron unas alas de titanio en forma de champiñón a la base de la dentadura que encajaban en los huecos preparados en la mucosa palatina. El diseño de este implante ya había sido propuesta anteriormente por Dahll.¹²

Niznick introdujo el implante Core-Vent a principios de los 80. Este implante con la bolsa hueca tiene una pieza roscada para encajarse en el hueso. El fabricante actualmente recomienda utilizar este implante principalmente en los cuadrantes mandibulares posteriores.¹²

La misma compañía lanzó posteriormente el implante Screw-Vent como implante de tornillo endoóseo. El fabricante actualmente recomienda el uso de este implante en la mandíbula anterior.¹²

El implante Screw-Vent también es fabricado con una capa de hidroxiapatita para permitir una adaptación más rápida del hueso a la superficie del implante.¹²

El implante Swede-Vent, también fabricado por Core-Vent Corporation, es un implante de tornillo endoóseo con una interfase hexagonal externa para encajar con el pilar.¹²

Otra variedad del implante de tornillo es el Screw-Vent autoenroscable. El collarín cónico pulido se ha diseñado para zonas en que podría tener lugar una reabsorción ósea considerable, como es el caso de un injerto óseo.¹²

También se fabrica una versión del Screw-Vent cónico, autoenroscable, con una capa de hidroxiapatita.¹²

El Bio-Vent es un implante con una capa de hidroxiapatita para colocar con un protocolo quirúrgico especial, a presión, el Bio-Vent. La principal indicación para el uso de este implante, según el fabricante, es la mandíbula anterior.¹²

El implante Micro-Vent, también fabricado por Core-Vent Corporation, tiene una capa de hidroxiapatita, y el protocolo quirúrgico es una combinación de <<presión/rosca>>. La principal indicación de este implante, según sugerencia del fabricante, es el maxilar anterior y posterior.¹²

Otro tipo de implante de tornillo es el Starvent, de Park Dental Research Corporation.¹²

En los años 80 Driskell introdujo los implante endoóseos Stryker con forma de raíz. Estos implantes se fabrican en dos versiones, de aleación de titanio y con una capa de hidroxiapatita.¹²

El implante IMZ-4, introducido por Kirsch a finales de los 70 y muy utilizado en los 80 por todo el mundo, incorporò 2 características singulares. En primer lugar, la película de la superficie era de spray de plasma de titanio, para aumentar la superficie de la interfase. En segundo lugar, se incorporó un elemento intramóvil en el pilar para que emitara la movilidad de los dientes naturales. Se aducía que estos implantes podían conectarse a dientes naturales sin riesgo de que se rompieran los componentes del implante ni la interfase hueso-implante.¹²

A principios de los 80, Calcitek Corporation comenzó a fabricar y distribuir la calcitita, hidroxiapatita cerámica policristalina. En 1985 Calcitek introdujo el sistema de implantes Integral, un implante de aleación de titanio con postes cilíndrico y una capa de hidroxiapatita.¹²

A finales de los 80, Impl-Med introdujo los implantes cilíndricos de spray de plasma de titanio con una película de hidroxiapatita.¹²

A finales de los 80 Impla-Med también introdujo implantes de tornillo de titanio con cabezas hexagonales.¹²

Denar comercializó con una serie de implantes endoóseos con forma de raíz, Steri-Oss. Entre ellos había implantes cilíndricos con una película de hidroxiapatita, implantes de tornillo con una capa de hidroxiapatita e implantes de tornillo de titanio.¹²

El implante ITI, introducido en 1985 por la Compañía Straumann, es singular ya que los cilindros y tornillos con spray de plasma están diseñados de forma que se puedan colocar en una operación de una sola fase. Estos implantes están basados en el sistema original suizo de implantes de tornillo con spray de plasma que se diseñó a mediados de los 70.¹²

2.2 Consideraciones Generales.

Indicaciones de los Implantes

- Problemas morfológicos serios en las zonas de soporte de la dentadura que ponen en serio peligro la retención de la dentadura.
- Mala coordinación muscular oral.
- Poca tolerancia de los tejidos mucosos.

- Hábitos parafuncionales que causan irritación recurrente e inestabilidad de la prótesis.

- Expectativas protésicas poco realistas.

- Reflejos activos o hiperactivos de náuseas causadas por una prótesis removible.

- Imposibilidad psicológica de llevar una prótesis removible, a pesar de que la retención y estabilidad de la dentadura sean suficientes.

- Poca cantidad y mala situación de los posibles pilares en la dentición residual. La proximidad de análogos radicales oseointegrados bien situados podría permitir la colocación de una prótesis fija.

- En casos de pérdida de un solo diente, para evitar usar los dientes adyacentes como pilares.¹²

Contraindicaciones de los Implantes

- Psicológicas (esquizofrenia, dismorfofobia).

- Dependencia a productos químicos.

- Enfermedades sistémicas no controladas.¹²

Aspectos Generales del Plan de Tratamiento

- Evaluación médica.
- Evaluación dental.
- Formulación del plan de tratamiento.¹²

Evaluación Médica

- Historial médico.
- Signos vitales.
- Analizador múltiple secuencial (SMAC 24).
- Hematimetría completa.
- Análisis de orina.
- Radiografía de tórax.
- Electrocardiograma.¹²

Evaluación Dental

- Evaluación clínica y preparación de gráficos.
- Registros de diagnóstico.
- Expectativas del paciente.¹²

Evaluación Clínica y Preparación de los Gráficos

- Patología oral.
- Articulación temporomandibular.
- Parámetros periodontales.
- Caries.
- Posición de los dientes.
- Forma de la cresta.¹²

Registros de Diagnóstico

- Fotografías.
- Modelos de estudio.
- Radiografías.
- Encerado de diagnóstico.¹²

Radiografías

- Serie completa de boca.
- Panorámica.
- Cefalometría

- Oclusal.
- Tomogramas.¹²

Secuencia del Tratamiento - Edéntulos

- Registro de diagnóstico.
- Prótesis provisionales.
- Cirugía/Colocación de los implantes.
- Cirugía/Colocación de los pilares
- Restauración definitiva.
- Manteniendo.¹²

Secuencia del Tratamiento - Parcialmente Edéntulos

- Registros de diagnóstico.
- Control de las caries/prótesis provisionales.
- Endodoncias.
- Preparación inicial periodontal.
- Ortodoncia.
- Re-evaluación.

- Terapia periodontal secundaria.
- Cirugía/Colocación de las fijaciones.
- Cirugía/ Colocación de los pilares.
- Restauración definitiva.
- Mantenimiento.¹²

2.3 Selección de Pacientes.

Selección del Paciente

Antes de seleccionar a un paciente para colocarle implantes oseointegrados, se deben tener en cuenta una serie de factores. En primer lugar, el paciente tiene que tener buena salud general. En segundo lugar, el paciente sano debe tener suficiente hueso en donde se va a colocar los implantes. En tercer lugar, es conveniente que esté cubierto de tejido adherido queratinizado.¹⁴

En los pacientes edéntulos y parcialmente edéntulos, los dos factores más importantes a tener en cuenta en la selección de pacientes son la cantidad y la calidad ósea.¹⁴

Lekholm y Zarb (1985) hicieron una clasificación de la mandíbula y el maxilar edéntulo para que sirviera de guía para la selección de pacientes para

implantes oseointegrados. En su clasificación tienen en cuenta la morfología y la densidad ósea.¹⁴

CLASIFICACIÓN

CANTIDAD DE HUESO

- | | |
|-----------|---|
| A. | Está presente la mayor parte de la cresta alveolar. |
| B. | Ha tenido lugar una reabsorción residual moderada. |
| C. | Ha tenido lugar una reabsorción avanzada de la cresta residual y sólo queda el hueso basal. |
| D. | Ha comenzado algo de reabsorción del hueso basal. |
| E. | Ha tenido lugar una reabsorción extrema del hueso basal. |

CLASIFICACIÓN**CALIDAD DE HUESO**

1. Casi todo el maxilar está compuesto de hueso compacto homogéneo.
2. Una capa espesa de hueso compacto rodea un núcleo de hueso trabecular denso.
3. Una fina capa de hueso cortical rodea un núcleo de hueso trabecular denso de dureza favorable.
4. Una fina capa de hueso cortical rodea un núcleo de hueso trabecular de baja densidad.

2.4 Tipos de Implantes.

A. Cilíndricos

Cuando existe suficiente altura y anchura de hueso, los implantes cilíndricos (sumergibles en dos fases o de una pieza en una fase) son la primera opción a la hora de seleccionar un implante. Existen los siguientes tipos:

1. Por fricción (no roscados pero cubiertos con una capa de hidroxiapatita rugosa (HA) o de plasma de titanio en spray).

2. Autorroscados (roscados).

3. Con rosca previa en el hueso (roscados).¹³

Opciones protésicas: Estos implantes pueden usarse en rehabilitaciones fijas, fijas-extraíbles, sobredentaduras y reposiciones unitarias (con diseño hexagonal u otro antirrotacional).¹³

Arcadas donde están indicados: Maxilar o mandibular, en desdentados totales o parciales.¹³

Hueso necesario: > 8 mm de altura de hueso en sentido vertical.

>5,25 mm de anchura (de bucal a lingual).

>6,5 mm de longitud (de mesial a distal; por

implante, incluyendo espacios a mesial y distal).¹³

B. Láminas

Estos son implantes sumergidos en dos fases o de una pieza en una fase.

1. Prefabricadas.
2. A la medida del modelo.
3. Modificables (cortando, doblando y dándole forma en la clínica).¹³

Opciones protésicas: Con pilares únicos o múltiples. La indicación recomendada para los implantes de lámina es una prótesis fija combinada con dientes naturales, aunque pueden usarse varias en rehabilitaciones de desdentados totales. El diseño de la lámina elegida debe seguir la filosofía del anclaje, que dice que el hombro no debe formar con el cuello un ángulo recto, sino que debe caer en forma semicircular a nivel del cuello.¹³

Arcadas donde están indicados: Maxilar o mandibular, en desdentados totales o parciales.¹³

Hueso necesario: > 8 mm de altura de hueso en sentido vertical.

>3,0 mm de anchura (de bucal a lingual).

>10 mm de longitud (de mesial a distal) excepto para diseños unitarios.¹³

C. Implantes de rama en lámina o en marco

El implante de rama es una lámina de una pieza que se usa en la zona posterior de la mandíbula cuando no existe hueso suficiente en el cuerpo mandibular. El implante de rama en marco tiene tres láminas en una pieza, y está diseñado para mandíbulas relativamente atróficas en las que no se quiere colocar implantes subperiósticos.¹³

Opciones protésicas: Sobredentaduras.¹¹

Arcadas donde están indicados: Mandibular, en desdentados totales.¹³

Hueso necesario: > 6 mm de altura de hueso en sentido vertical (síntesis, ramas).

>3 mm de anchura (de bucal a lingual).¹³

D. Transóseos

Estos implantes son de una pieza. Es necesaria una incisión cutánea submental en un ambiente quirúrgico. La ventaja de este tipo de implantes es la duración.¹³

1. De un sólo componente.
2. De múltiples componentes, en grapa.¹³

Opciones protésicas: La indicación más común de estos implantes son las sobredentaduras. Como alternativa, pueden realizarse puentes fijos.¹³

Arcadas donde están indicados: Mandibular, zona anterior, en casos desdentados totales o parciales (se usará en este caso la de un solo componente).¹³

Hueso necesario: > 9mm de altura de hueso en sentido vertical.

>5mm de anchura (labiolingual).¹³

E. Biocorticales (CM)

Son implantes autorroscados, con estrías de titanio.¹³

Opciones protésicas: Estos implantes de rebordes finos añaden retención a puentes fijos sobre brechas edéntulas largas, colocándolos a través de los pónicos en el hueso subyacente.¹³

Arcadas donde están indicados: Maxilar o mandibular.¹³

Hueso necesario: altura > 8 mm.

anchura > 2,5 mm.¹³

Sistemas de Implantes Osteointegrados de Dos Etapas de Cilindro Intramóvil (IMZ)

El Dr. Axel Kirsch de Stuttgart, Alemania, revisó las necesidades, carencias y deseos de su población de pacientes con respecto a la rehabilitación bucal, porque en la gran mayoría de los pacientes dentales, el objetivo básico era el deseo de una reconstrucción fija. El objetivo del sistema IMZ era la estética, función bucal y rehabilitación maxilofacial, no sólo el reemplazo dental. El Dr. Kirsch definió su concepto terapéutico como la rehabilitación con implantes perioprotésicos de extensión total. Este concepto reconoce la eliminación del dolor, la restauración de la masticación y función del habla, restauración del apoyo de tejido blando facial, restauración, siempre que sea posible, de los contornos faciales y apariencia y por último, restauración de la estabilidad psicosocial, que incluye la autoconfianza y la autoestima.¹⁰

El Dr. Kirsch propuso la teoría de que para restaurar la pérdida de las unidades dentales, el hueso, diente y ligamentos periodontales con unidades de implante anquilosadas exigía duplicación, en algún grado de calidad, de la unidad dental natural. Se consideró que si una unidad de implante anquilosada se ferulizaba o se sujetaba a una prótesis fija, rígida y pegada a otras unidades

dentales naturales, móviles, se iniciaría uno si no es que todos, de los siguientes factores:

1. Debido al módulo de elasticidad alto del cemento que ayuda asegurar la dentadura parcial fija al diente natural, la unión de cemento fracasa cuando una combinación rígida-flexible la presiona; al final, el micromovimiento del retenedor en el diente natural podría crear un microtraumatismo continuo que conduciría a complicaciones para el diente natural.

2. Si la prótesis fuera demasiado larga, la flexura de la subestructura metálica quizá produzca una fractura en el frente cerámico, si lo hubiese.

3. Es posible que el hueso se reabsorba alrededor del implante, el diente natural, o ambos.¹⁰

Se llevó a cabo la colocación de un mecanismo que distribuya el choque y lo absorba entre la unidad de implante anquilosada y la prótesis. El material que se utilizó fue el polioximetileno, conocido en el comercio como Delrin. El diseño de este componente, elemento intramóvil (EIM), se coloca en el cilindro de implante y se pone entre él y la prótesis final.¹⁰

El segundo factor importante de la osteointegración exitosa del implante se relaciona de manera directa con un procedimiento de dos etapas. La

preparación básica atraumática, congruente y con precisión del sitio óseo receptor así como la estabilidad básica inicial constituyen la primera etapa. Después se inicia una fase de cicatrización no funcional libre de presión de 90 días. La etapa dos recupera el implante, el cual ocasiona descubrir la unidad previamente colocada y estenderla dentro del medio bucal, lo que permite que se realice el procedimiento final-rehabilitación protésica.¹⁰

El sistema de implante osteointegrado endoóseo de dos fases con cilindro intramóvil (IMZ), incluye un cilindro de titanio puro comercial con una superficie cubierta con rocío de plasma de titanio (RPT) o de hidroxiapatita (HA), una extensión transmucosa del implante de titanio altamente pulida (EIT) para una adaptación óptima del tejido blando, y el único EIM. También incluye un conjunto de fresas de precisión de irrigación interna o externa para una preparación atraumática del sitio receptor del implante así como accesorios de precisión e instrumentación.¹⁰

El objetivo de los investigadores de IMZ fue crear un diseño de implante que asegure la transferencia de fuerzas oclusales al hueso de manera similar como ocurre con la dentición natural. El implante cilíndrico IMZ, con su base de manera uniforme a la interfase circundante hueso-implante.¹⁰

La incorporación del EIM para absorber y distribuir la carga funcional del ligamento periodontal reduce al mínimo la concentración de presión y ayuda a la preservación de la osteointegración hueso-implante después de poner a funcionar el implante.¹⁰

El EIM está fabricado de polioximetileno (POM). El nombre genérico del material es homopolímero de acetal, y los nombres químicos incluyen polioximetileno y poliacetil. El polioximetileno se utiliza donde la resistencia, rigidez, fatiga y resistencia al desgaste, dureza y viscoelasticidad son requisitos importantes. El polioximetileno es conocido por su resistencia al escurrimiento (que es, deformación bajo carga a largo plazo) y se recomienda para aplicaciones que absorben energía.¹⁰

La función del EIM es iniciar la movilidad dental natural, liberación de presión y absorción de choque. Cuando se incorpora al implante IMZ, la unidad imita la función biomecánica de la unidad dental estructural natural, ligamento periodontal y hueso alveolar.¹⁰

También hay especulación en cuanto a que la viscoelasticidad del EIM sufre cambios dimensionales suficientes para requerir ajustes oclusales o repetir los aditamentos protésicos debido a cambios en las relaciones oclusales. El

implante no fracasa cuando está relacionado de manera directa con la fractura de un EIM. Los factores etiológicos para la fractura de EIM se relacionan con un diseño de prótesis incorrecto o deficiente así como la fabricación. Factores adicionales son disarmonía oclusal o hábitos del paciente.¹⁰

Los cambios dimensionales del EIM no exceden en grosor del reborde, y el polioximetileno para ser muy durable y un material resiliente que no sufre cambios dimensionales (clínicos) cuando se somete a fuerza cíclicas. Si es que hay cambios dimensionales, ocurren cuando el EIM estuvo funcionando en la cavidad bucal durante un periodo de 10 a 14 meses.¹⁰

La humedad, gasolina, detergentes, blanqueador, acetona, y muchos otros materiales no afectan la resistencia de este material más que en un 5%. Es posible esperar una pérdida de lustre natural del material con el tiempo en condiciones arriba de temperatura ambiente. A temperatura ambiente, el POM tiene resistencia a la tinción de varias sustancias, que incluyen té, salsa de tomate, vinagre, jugo de limón y lápiz labial. No hay evidencia de toxicidad local o sistémica o hipersensibilidad producida por el implante de homopolímeros de acetal. Sin embargo, los plásticos no son tan durables como los metales, y con el tiempo el EIM necesita reemplazarse.¹⁰

Las indicaciones clínicas se definen como sigue:

1. Reemplazo de un solo diente en el maxilar y mandíbula.
2. Brecha unilateral sin pilar distal en el maxilar y mandíbula.
3. Brecha bilateral sin pilar distal en el maxilar y mandíbula.
4. Brecha edéntula larga en el maxilar y mandíbula.
5. Pilares adicionales en el maxilar y mandíbula.
6. Maxilar o mandíbula totalmente edéntula.¹⁰

Sistema de Osteointegración de Branemark

El concepto de anclar de manera permanente una prótesis en el hueso a través de la piel o mucosa ha fascinado a los investigadores clínicos durante años. Las dificultades biomecánicas anticipadas son formidables, ya que la remisión clínica es controlar casi de manera simultánea por lo menos 4 factores.

1. La selección de un material biocompatible aceptable y un diseño de implante correcto.
2. La preparación de un sitio receptor óseo, que asegure la predicción favorable de la respuesta de cicatrización, uno que pueda enfrentar la carga de presión posterior.

3. El diseño y fabricación de una prótesis que no mine la integridad de la inserción ósea adquirida.

4. La provisión de un mecanismo de sellado en la unión piel-implante o implante-mucosa.¹⁰

La ciencia básica y el trabajo de investigación clínica de Branemark y sus colegas parece compaginar estos cuatro elementos en una ecuación clínica exitosa.¹⁰

Sistema de Implantes de Tornillo con Rocío de Plasma de Titanio

La región de la sínfisis mandibular ofrece la mayor calidad y cantidad de hueso residual desprovista de estructuras vitales, el Instituto Straumann, Waldenberg, Suiza, el International Team for Implantology (ITI) y el Dr. Phillip Lederman, desarrollaron un sistema de implantes de tornillo con rocío de plasma de titanio (RPT).¹⁰

Los tornillos RPT se indican sólo para la colocación en la sínfisis mandibular, anterior a la región de forámenes mentonianos. El espacio óseo mínimo requerido para alojar un implante RPT es de 6.0 mm en sentido horizontal y 9 a 10 mm en sentido vertical. El tornillo RPT está indicado en la

mayor parte de las clases 1 y 2 y en algunas mandíbulas clase 3. Este es un procedimiento de osteointegración de una etapa. Se recomienda el uso de 4 tornillos en este sistema de manera que la distribución de la carga funcional se realice de una manera fisiológica. Las normas de este sistema indican que los tornillos deben colocarse en la corteza mandibular inferior sin perforar el borde inferior. Los 4 tornillos RPT se ferulizan por medio de una mesoestructura, que está compuesta de cuatro telescopios de oro prefabricados soldados juntos con secciones de una barra tipo Hader o Dolder prefabricado. Este diseño crea una barra sólida que se asegura en su posición en las cuatro cabezas de pilares con cuatro tornillos de sistema de ajuste oclusal.¹⁰

La restauración final es una prótesis removible inferior total con fijación interna de grapa, que proporciona al paciente un elemento retentivo que aumenta la seguridad y función. Las siguientes son indicaciones para el uso de este sistema:

1. Pérdida ósea mandibular de moderada a grave en una mandíbula edéntula total.

2. Dificultad en el funcionamiento con una prótesis (dentadura) mandibular convencional.

3. **Altura vertical media sínfisica de 9 mm o más.**
4. **Dimensión ósea horizontal de 6 mm o más.**
5. **Posición superior del tubérculo geni arriba de la cresta residual de la mandíbula.**
6. **Problema grave de mordaza relacionada con la deficiente estabilidad, retención o ambas, de la prótesis.¹⁰**

El implante de tornillo corresponde al diseño de tornillo de tracción cortical de la AO. El material que se utiliza es titanio puro comercial, ASTM B estándar 265-58T. El tornillo se cubre con una capa de RTP. La cubierta de rocío de plasma fomenta la oseointegración directa o anquilosis del hueso.¹⁰

Los tornillos RPT están disponibles en cinco longitudes: 8, 11, 14, 17, y 20 milímetros. El diámetro externo del cuerpo del implante es 4 mm, con un diámetro en el centro de la rosca de 3.2 mm. Los implantes tienen cabeza, cuello, hombro y un cuerpo de rosca con punta de autoconexión. Las cuatro ranuras verticales están diseñadas en tres partes correspondientes al sistema prefabricado: las tapas de impresión, pernos del modelo y telescopios de oro. La llave del tubo y el trinquete manual ajustan en estas ranuras para la inserción o retiro exacto del implante. La cabeza tiene una área de rosca interna de 5 mm de

profundidad y 2 mm de diámetro que acepta un tornillo oclusal de 4 u 8 mm, que ancla la superestructura en una posición fija sobre la cabeza de los pilares. La constricción entre la cabeza y el cuerpo de rosca del implante se conoce como cuello del implante y es de 3 mm de largo. Está área produce un contorno favorable y una forma correcta para la inserción de los tejidos gingivales. El hombro cilíndrico es de 1.0 mm de diámetro. Se extiende hacia abajo del cuello y debe estar en el mismo nivel de la cresta del hueso alveolar cuando el implante se coloca de la manera adecuada.¹⁰

El cuerpo del implante tiene una rosca como un tornillo de hueso cortical con roscas externas ligeramente redondas. Este diseño produce una consolidación y comprensión del hueso medular alrededor de la cresta de la rosca sin desarrollar cargas específicas excesivas en los puntos óseos involucrados. Los intervalos de la rosca se reducen para disminuir la probabilidad de microfracturas del trabeculado óseo. La superficie de autoconexión de la rosca se ancla en el hueso, lo que produce un grado óptimo de retención inicial. La punta apical tiene extensiones de 120 grados. Debido a este concepto se diseño, se obtiene estabilidad y retención inmediatas; esto permite la colocación de implantes así como de la restauración provisional al

final de procedimiento quirúrgico, por tanto, permite al paciente mantener la estética y los conceptos funcionales a través de todo el caso.¹⁰

La característica más impresionante del implante del tornillo RPT es la capacidad para utilizar toda la profundidad de la mandíbula hacia abajo en su anclaje en la corteza inferior.¹⁰

Sistema de Tornillo Hueco y de Cilindro Hueco ITI

El sistema de cilindro hueco ITI se encuentra bajo los siguientes criterios para implantes endoósteos:

1. El uso de un material biocompatible de alta resistencia (titanio puro) con una estructura de superficie micromorfológica óptima (titanio rociado), características que garanticen la adhesión directa con el hueso, es decir, unión anquilótica, oseointegración.

2. Un diseño de implante que transmite de manera tridimensional las cargas fisiológicas con la menor cantidad posible de pérdida ósea.

3. Buena estabilidad básica obtenida a través de un ajuste preciso del implante en un sitio óseo congruente producido con ayuda de instrumentos diseñados para el propósito.

4. Una técnica operatoria que pueda realizar cualquier dentista calificado en cirugía bucal.

5. La posibilidad de construir una superestructura no complicada que el paciente pueda mantener libre de placa.¹⁰

El concepto básico constructivo, una forma hueca, se eligió por la consideración de las demandas de estática y dinámica. Este diseño permite muchas variantes, incluyendo las configuraciones de unidad multibase en el caso del cilindro hueco.¹⁰

El crecimiento óseo a través de estas perforaciones en la pared del cilindro en poco tiempo construye el intervalo entre el fragmento óseo en el lumen del cilindro y el hueso circundante.¹⁰

La unión anquilótica ocurre sin importar la forma del implante bajo las siguientes condiciones:

1. Biocompatibilidad del material.
2. La forma rugosa de la superficie cubierta con plasma (cubierta con rocío de plasma).
3. Refrigerante y enjuague copioso durante la preparación del lecho del implante.

4. No aplicar carga al implante por tres meses después de la inserción.¹⁰

Hay varias ventajas para emplear la técnica del implante cilíndrico hueco:

1. La gran superficie de anclaje del implante.
2. Traumatismo óseo mínimo al preparar el lecho del implante.
3. El volumen más pequeño posible del elemento de anclaje del implante.
4. La rigidez del implante se aproxima a la del hueso.
5. Fomento de la integración biológica.
6. Reducción de las presiones entre hueso e implante.¹⁰

Los tipos de implante ITI son:

Tipo CH (cilindro hueco)

La forma básica del implante tipo CH es muy similar al primer implante cilíndrico hueco único (tipo C).¹⁰

El diámetro externo del implante tipo CH es 3.5 mm; la superficie de anclaje está cubierta de acuerdo a los principios ITI con titanio con plasma rociado. Las perforaciones en el cilindro terminan cerca de 4 mm arriba de la superficie ósea cuando se implanta.¹⁰

El implante tiene un poste cilíndrico, que está muy pulido para reducir el peligro de acumulación de placa y proporcionar las condiciones más ventajosas

para la inserción epitelial. Los bordes del implante tipo CH son redondos para evitar la resorción ósea inducida por picos de carga local.¹⁰

Hay implantes tipo CH de una o dos partes. También hay implantes tipo CH de dos partes con postes en ángulos de 15 grados. El componente secundario o de la cabeza está estandarizado y ajusta en todos los implantes ITI de dos partes.¹⁰

Tipo CH: Implante de Una Parte. Estos se producen en cinco longitudes normales 8, 10, 12, 14, y 16 mm sumergidos en hueso. La longitud sumergida es la misma que la región cubierta con plasma de los implantes.¹⁰

Tipo CH: Implante de Dos Partes. Este tipo de implantes se concibió para el reemplazo de un solo diente; las indicaciones incluyen un diente anterior que se pierde por un traumatismo. Hay implantes disponibles en longitudes para profundidades sumergidas de 8, 10 y 12 mm.¹⁰

Tipo CH: Implante de Dos Partes, Inclinación 15 grados. Para cubrir todos los casos en los cuales está indicado el reemplazo de un solo diente en el maxilar superior, en particular cuando está presente una ligera protrusión alveolar, se haya disponible un implante tipo CH de dos partes con una

inclinación de 15 grados. Este implante también se produce en tres longitudes: 8, 10 y 12 mm.¹⁰

Los principios básicos y los siguientes criterios para los tres tipos de variantes tipo CH son:

1. Se utilizan los mismos instrumentos ordinarios para las variantes tipo CH.

2. No son necesarias guías de fresado, ya que los implantes son de rotación simétrica.

3. El código de color de los implantes y el indicador de profundidad, así como los indicadores en la fresa simplifican el procedimiento.

4. Las capas de protección (titanio) y los elementos secundarios (componentes de cabeza crónica) están estandarizados y son intercambiables por todos los implantes de dos partes.¹⁰

Tipo TH (tornillo hueco)

El implante ITI tipo TH es una variante del implante tipo CH. Tiene la misma forma con la adición de una rosca espiral. Cabeza y hombro, tamaño y patrón de perfecciones y la cubierta con rocío de plasma de titanio de la región de anclaje son todas análogas a los implantes tipo CH.¹⁰

La construcción y características son las siguientes:

1. El implante TH tiene estabilidad básica óptima, lo que se obtiene incluso en hueso que tiene baja densidad de hueso esponjoso.

2. La ventaja de la transmisión de carga se refuerza por la rosca especial que se acopla con las propiedades elásticas del implante, que imita las del maxilar.

3. La rosca en el hueso queda ajustada; por tanto, no hay concentraciones básicas de presión local.

4. El implante tipo TH combina las ventajas del cilindro hueco con las del implante de tornillo.

5. El implante tipo TH se produce en una versión de una y dos partes.¹⁰

También se producen en cinco longitudes ordinarias (8, 10, 12, 14, y 16 mm). La indicación principal para el implante tipo TH, es para una situación de extremo libre en el maxilar superior e inferior, donde se utiliza como pilar en su forma de dos partes.¹⁰

El implante Tipo TH en combinación con el implante Tipo CH.

Las ventajas de estos implantes como sistema flexible son:

1. Casi todas las indicaciones pueden satisfacerse con esta familia de implantes.

2. El implante de uso ordinario ajusta en el de una parte y es estandarizado, intercambiando los componentes secundarios para los implantes de dos partes.

3. Instrumentos de uso ordinarios para todos los tipos de implantes tipo CH y TH.¹⁰

Tipo K

Consiste en un poste central, cuyo extremo inferior es un cilindro hueco con dos cilindros fenestrados en cada lado.¹⁰

El implante Tipo Tipo K se ajusta a todos los principios del diseño para los implantes cilíndricos huecos TTI. Los dos cilindros fenestrados huecos a cada lado del poste central actúan como estabilizadores y ayudan a la transmisión de la carga y dispersión bajo carga funcional. Una ventaja adicional desde el punto de vista biológico es la cantidad mínima de hueso que se retira al preparar el lecho del implante. La estructura abierta del implante asegura la revascularización temprana y la incorporación ósea completa del cuerpo del implante.¹⁰

Tipo H

El implante tipo H se desarrolló para aquellos casos en los que el hueso disponible era estrecho en extremo. El principio de cilindro hueco se retuvo para el desarrollo del implante tipo H. Tres cilindros huecos de sólo 3 mm de diámetro aseguran una diseminación uniforme y amplia de las cargas dinámicas en el implante. El material de construcción es, el titanio comercial puro, el área de anclaje del implante está cubierta con un recio de plasma de titanio.¹⁰

Los tres cilindros huecos se colocan en intervalos regulares hacia abajo de los brazos 1.1 mm de ancho. El hueso se regenera en los orificios a través de estas hendiduras naturales laterales y así apoya el implante con hueso nuevo. La disposición de las aberturas aumenta la carga axial durante la fase de cicatrización y adapta el implante a las propiedades biomecánicas del maxilar.¹⁰

2.5 Oseointegración

Definición de Oseointegración

La oseointegración se define como una "conexión estructural y funcional directa entre el hueso vivo y la superficie de un implante que soporta una carga".¹⁴

Antecedentes

En la década de los 50' Branemark produjo una cámara óptica, que le permitió estudiar en vivo, y por períodos prolongados, la microcirculación en la metafisis tibial de animales. El sistema consistía en un tornillo de titanio comercialmente puro, que contenía una pequeña perforación para permitir el crecimiento óseo hacia adentro y un sistema óptico. El tornillo estaba descubierto en ambos lados de la pierna de modo que se podía adaptar el sistema óptico a un microscopio en un lado y a una fuente luminosa en el otro. El investigador no pudo retirar los tornillos unos cuantos meses después. Las razones posibles de estos resultados incluyeron la manipulación muy cuidadosa del tejido, la evitación de cualquier lesión térmica, el uso del titanio biocompatible comercialmente puro y la asepsia durante la preparación del sitio.¹⁵

Branemark comprendió las extraordinarias perspectivas ofrecidas por su descubrimiento, y aplicó la técnica a una situación de soporte de carga en la cavidad bucal de perros sabuesos. No hubo signos de aflojamiento, ni crecimiento epitelial hacia abajo, y los extensos análisis histológicos indicaron que se consiguió un estrecho contacto óseo a lo largo de toda la superficie del

implante en forma previsible. Se construyeron prótesis fijas sobre tales soportes, y las fuerzas oclusales no aflojaron los implantes. La interfase entre el implante y el hueso pareció más resistente que la unión hueso con hueso.^{12,14,15}

Los estudios realizados con animales y muestras humanas parecen indicar que el epitelio oral puede asociarse y adherirse a diferentes metales que lo atraviesan, como los dientes y los implantes dentales. Las células epiteliales asociadas estrechamente a los implantes dentales se adhirieron a estas superficies segregando una membrana basal y formando hemidesmosomas. Si el implante atraviesa una mucosa adherida queratinizada, las fibras de colágeno forman una red alrededor del implante aproximando el epitelio de la mucosa oral a la superficie del implante, con lo que se forma una unión casi "epitelial".¹⁴

Parece evidente que, en el caso de los implantes oscointegrados, aun cuando hay una mala higiene oral y la lógica inflamación asociada con el tejido colagenoso submucosal peri-implantario, no hay migración epitelial apical. No se sabe por qué es así.¹⁴

Reforzadas por estos prometedores experimentos con animales, las aplicaciones clínicas empezaron al principio del decenio de 1960. Los alentadores resultados (más de 85% de supervivencia para el maxilar superior y

90% para la mandíbula después de cinco años en series consecutivas de implantes, e incluso porcentajes más elevados para las prótesis fijas) condujeron a la propagación del método, primero en Escandinavia y luego en todo el mundo después de la aparición de los resultados a 10 años y, en particular, posterior a la presentación de dichos resultados a 15 años. Más de 700 equipos en el mundo utilizan el principio de la oseointegración y el tipo de implante diseñado por Branemark (Nobelpharma) para las aplicaciones intrabucales y extrabucales. De hecho, los sólidos principios biológicos y el ingenioso diseño del sistema permiten usarlo para el anclaje de sobredentaduras y prótesis en la persona total o parcialmente edéntula y en los defectos maxilofaciales mayores y para la colocación de prótesis de oído, ojo o nariz.¹⁵

CAPITULO III

**REGENERACION TISULAR GUIADA EN IMPLANTES
DENTALES**

El concepto de regeneración tisular guiada se desarrolló originalmente para dar la regeneración de las estructuras periodontales perdidas (i.e., cemento, ligamento periodontal y hueso alveolar) y se basó en una serie de estudios que evaluaron el papel de varios tejidos periodontales para formar una nueva unión de tejido conectivo alrededor de los dientes naturales.^{16,17}

Recientemente, la RTG se ha aplicado en forma exitosa en la regeneración de hueso alrededor de la superficies expuestas del implante como resultado de un volumen inadecuado del hueso (i.e., ancho y/o altura) o insuficiente contacto entre el hueso y el implante (eg, en la colocación inmediata de los implantes dentro de los orificios de extracción). Por esto, el uso de RTG se ha encaminado para el tratamiento de la peri-implantitis inducida por ligadura.^{16,17}

Es un requisito la cantidad y la calidad del reborde alveolar para determinar la posición, angulación y la posibilidad de la oseointegración de los implantes dentales.¹⁸

3.1 Éxito y Fracaso de la Regeneración Tisular Guiada en Implantes Dentales.

Mellonig et al. en 1995 realizó un estudio para determinar que los implantes que fracasan por razones que son reversibles pueden tratarse con éxito con RTG.¹⁹

Los factores etiológicos principales son placa bacteriana y las fuerzas oclusales.¹⁹

Algunas de las características comunes de los implantes tratados en este estudio fueron: 1) una carga oclusiva pesada inicial; 2) tejido de granulación adyacente al implante que se retiro fácilmente; y 3) defectos óseos circunferenciales.¹⁹

Los aspectos comunes del tratamiento para los casos fueron: 1) desintoxicación de la superficie del implante expuesta con tetraciclina (50 mg/ml); 2) usó de una membrana e-PTFE para crear un espacio, para proteger el

coágulo de sangre y estabilizar la herida; 3) injertar un aloinjerto de hueso seco-congelado descalcificado o un sustituto sintético de hueso para mantener el espacio previniendo el colapso de la membrana en un defecto grande; 4) retiró de la membrana a las 6 o 9 semanas después de la cirugía por la exposición de un borde; y 5) la suturación de los colgajos para lograr el cierre completo.¹⁹

Se demostró una reducción sustancial en profundidad, una ganancia clínica de unión y el llenado de hueso de defectos adyacentes al implante.¹⁹

El siguiente reporte por Lang et al. realizado en 1994 documenta la posibilidad de la instalación del implante inmediatamente después de la extracción del diente dentro de los orificios de la extracción en un modo transmucoso no sumergido.²⁰

Los resultados del presente estudio fue que se generó el hueso perdido al excluir todos los tejidos suaves de proliferar en la zona de la herida al usar membranas como barreras no reabsorbibles e-PTFE.²⁰

Los resultados de una cicatrización favorable pueden esperarse solamente si la infección se controla en forma adecuada.²⁰

El manejo del tejido suave y la adaptación de los colgajos al cuello del implante durante la instalación del mismo puede haber contribuido a un proceso de cicatrización sin problemas.²⁰

Un medio estéril bajo el sello del tejido suave condujo a la regeneración ósea.²⁰

El resultado del tratamiento de los implantes transmucosos colocados inmediatamente del presente estudio sugiere que el control de infección más que la cubierta mucosa puede ser el factor clave que determina el éxito.²⁰

Se deben de considerar 5 factores determinantes para los resultados positivos del tratamiento en la colocación de implantes no sumergidos de un paso dentro de los orificios de extracción inmediata:

1. Preservación de los márgenes óseos del alvéolo durante la extracción.
2. Estabilidad del implante primario por una preparación de una cama de implante en la porción apical.
3. Adaptación circunferencial fuerte de la barrera de la membrana como un collar alrededor del cuello del implante extendiéndose sobre los límites del alvéolo por 3 - 4 mm.

4. Manejo cuidadoso del colgajo de tejido suave y la adaptación del colgajo cerca del cuello del implante.

5. Control de placa meticulosa para el período entero de cicatrización de aproximadamente 6 meses.²⁰

La colocación de implantes inmediatos requiere de una adaptación fuerte del colgajo alrededor del cuello de los implantes después de la extracción del diente, mientras intenta cubrir las membranas e implantes después de las extracciones a menudo resulta en una movilización intensiva del colgajo, y da como resultado dehiscencias del colgajo y exposición temprana de la membrana, posiblemente conduciendo a una infección y al fracaso del procedimiento.²⁰

Finalmente, es evidente que los implantes inmediatos transmucosos reducen el período del tiempo que se necesita para la integración ósea exitosa y la regeneración del hueso.²⁰

Gher et al. en 1994 hizo un estudio para valorar el potencial para el llenado de hueso y el éxito de la integración ósea de los implantes dentales colocados en los orificios inmediatos de postextracción cuando se combinan con RTG. Se colocaron 11 implantes en 10 pacientes. Nueve de los implantes se colocaron en el maxilar y dos en la mandíbula. Los lugares anteriores (6) se

localizaron en el maxilar. Los lugares posteriores se localizaron (3) en el maxilar y (2) en la mandíbula.²¹

Se descubrió que estaban oscointegrados a los 6 meses de la cirugía de dos pasos. Los lugares posteriores demostraron la menor regeneración de hueso, mientras que los lugares anteriores mostraron la regeneración de hueso más consistente. El uso de la técnica de RTG dio como resultado un llenado completo del hueso alrededor del implante dental cuando los defectos eran estrechos. Sin embargo, la técnica de RTG no siempre dio como resultado un llenado completo del hueso en aquellas zonas que se comprometieron inicialmente.²¹

Las siguientes recomendaciones pueden ayudar a optimizar la regeneración del hueso y fortalecer la integración ósea:

1. El diente debe extraerse cuidadosamente para evitar el trauma y preservar la altura del hueso crestal y proteger el abastecimiento local de sangre.
2. El implante debe colocarse hacia zonas de hueso grueso y lejos del hueso delgado o dehiscencias óseas. Por lo general, la colocación del implante debe ser hacia la superficie palatina.

3. Injertar con material osteogénico debe considerarse cuando defectos óseos grandes permanecen después de la colocación del implante.

4. Cuando el implante (T) se coloca en un orificio de extracción la punta del implante debe estar aproximadamente al nivel del hueso cresta.

5. Mantener el GTAM sin exponer para obtener óptimos resultados.

6. La técnica quirúrgica usada en este proyecto condujo a la excesiva manipulación del tejido suave y comprometió los resultados estéticos.²¹

Vlassis et al. en 1993 describe en un artículo la histología del tejido que ha poblado en forma selectiva la fenestración vista alrededor de un implante de titanio visto y colocado en un ser humano.²²

La evaluación histológica del tejido regenerado mostró hueso cortical maduro con un alto nivel de mineralización. Los osteocitos estuvieron presentes y fueron numerosos en las líneas de descanso. Un osteoide pudo observarse en los márgenes del hueso nuevo regenerado adyacente a un tejido conectivo sumamente vascularizado y fibrilar. El tejido tenía la arquitectura normal vista en el hueso maduro y la marca mostró un patrón normal de deposición de hueso.²²

La evidencia histológica se necesita para completar el escenario del éxito de la regeneración del hueso en seres humanos.²²

El propósito del estudio de Lang et al. en 1994 fue evaluar el volumen óseo regenerado usando barreras de membranas no reabsorbibles. Se incluyeron en este estudio 19 pacientes con defectos óseos mandibulares de varios tamaños y configuraciones.²³

El tamaño de los defectos se valoró midiendo la distancia de una línea de referencia entre dos dientes adyacentes (unión amelocementaria) a la cresta alveolar (a) cada 2 ó 3 mm. Se midió, además, la anchura de la cresta. Consecuentemente, se calcularon geoméricamente, la superficie del triángulo formado por a y la anchura de la cresta, a la vez que el volumen entre todos los triángulos. Tras la colocación de la barrera del material de aumento Gore-Tex, se valoró la distancia desde la línea de referencia hasta el techo de la membrana (b) y se calculó el volumen máximo posible para regeneración ósea basado en (a-b) y la anchura de la cresta. En el momento de la retirada de la membrana (3-8 meses más tarde), se realizaron las mismas medidas y se determinaron los porcentajes de hueso regenerado en relación con el volumen máximo posible para regenerar. En 6 pacientes, en los cuales se tuvo que retirar la membrana

precozmente por el riesgo de infección entre 3-5 meses, la regeneración ósea varió entre un 0-60%. En 13 pacientes, en los cuales las membranas se dejaron durante 6-8 meses, el hueso regenerado rellenó entre el 90-100% del volumen posible.²³

Se concluyó que una regeneración ósea con éxito ocurría con un período de cicatrización imperturbado de al menos 6 meses.²³

Dahlin et al. en 1995 estudiaron la eficacia de una técnica de membrana usada como un procedimiento de aumento de hueso para implantes que tienen dehiscencias al margen y/o fenestraciones bucales en el momento de la colocación del implante. El estudio se basó en 40 dehiscencias y 15 fenestraciones en 45 pacientes. Se colocaron 55 implantes. Se colocaron 35 en el maxilar y 20 en la mandíbula.²⁴

Los defectos del hueso alrededor del implante se cubrieron por medio de una membrana inerte GTAM de aumento. No se usaron injertos de hueso.²⁴

El promedio de la altura inicial del defecto fue de 4,7 mm. Después de la cicatrización, la altura remanente del defecto se redujo a 1,1 mm.²⁴

Las complicaciones que se presentaron se debieron principalmente a la exposición de membranas durante el período inicial de cicatrización.²⁴

El uso de GTAM para producir hueso en los defectos óseos localizados alrededor de los implantes orales para ser un método predecible, que puede disminuir la necesidad de realizar cirugías para aumentos extensos en pacientes con un volumen óseo insuficiente en los maxilares.²⁴

Melloning et al. en 1993 presentaron una evaluación del uso de los principios de RTG para corregir los defectos óseos unidos con la colocación de los implantes dentales. Se determinó el éxito o el fracaso de 66 membranas colocadas en 47 pacientes.²⁵

Los resultados del estudio indicaron que el uso de una barrera física para tratar los defectos óseos unidos con la colocación del implante o la recuperación del implante que fracasa puede ser un procedimiento sumamente exitoso.²⁵

La técnica tiene muchas ventajas:

1. El implante puede ser colocado en una posición anatómica ideal.
2. Los implantes pueden colocarse inmediatamente en los lugares de extracción.
3. Los rebordes alveolares deficientes pueden aumentarse para la colocación de un implante sencillo o por estética previa a la inserción de una dentadura parcial fija.

4. El implante que fracasa puede salvarse mientras el implante sea estable; las fuerzas oclusivas pueden ser eliminadas, y el implante no se fractura.²⁵

La técnica también tiene sus desventajas:

1. El procedimiento es una técnica sensible.
2. Se requiere tiempo adicional para el tratamiento quirúrgico.
3. La barrera física y, si se necesita, el injerto de hueso son adicionales en costo.

4. El cuidado posterior y observaciones son necesarias si la barrera física se expone prematuramente.²⁵

Se requirió de un injerto de DFDBA (aloinjerto óseo descalcificado y seco por congelación) para apoyar el GTAM y mantener el espacio.²⁵

Dos de los procedimientos en dos pacientes fracasaron debido a la exposición prematura de la membrana.²⁵

Como resultado, el tejido conectivo gingival pudo haber tenido la oportunidad de migrar hacia abajo de GTAM. En la evaluación de estos casos se observaron fibras muy densas cubriendo el hueso. Los especímenes de biopsia de esta capa de tejido conjuntivo revelaron la formación de un nuevo hueso

de unión con las partículas de injerto, así como partículas de injerto desprovistas de actividad osteogénica encapsulada por medio de tejido cojuntivo.²⁵

La presente investigación de Mattout et al. en 1995 evaluó la RTG con membrana de barrera de politetrafluoroetileno en las partes expuestas de los implantes Branemark y con uso de aloinjerto de hueso. Los lugares de estudio incluyeron 20 defectos de dehiscencia y 10 defectos circunferenciales. Se usó aloinjerto de hueso en 11 lugares. La densidad del nuevo tejido formado se evaluó.²⁶

Se cubrieron completamente 23 implantes, 4 implantes se cubrieron parcialmente y 3 implantes fracasaron. El éxito se definió como 0 mm de defecto residual en el segundo paso de la cirugía y el implante ya integrado óseamente, la media de éxito fue de 68% para el grupo de la membrana y 90% para el grupo DFDBA.²⁶

De los 23 implantes totalmente cubiertos, 15 mostraron un índice de densidad de 4. Una densidad de 3 se registró en 6 lugares. Los restantes 2 tuvieron un índice de densidad de 2. Hubo una relación significativa entre el tiempo de cubierta de la membrana y el índice de densidad. El tiempo más largo de la cubierta de la membrana se asoció con un índice alto de densidad.²⁶

El propósito del presente estudio de Schüpbach et al. en 1994 fue determinar las características estructurales y ultraestructurales de las interfaces entre los implantes afectados de peri-implantitis y sus tejidos circundantes en perros beagle; usando microscopía de luz (LM) y barrido (SEM) y microscopía de transmisión de electrón (TEM).¹⁶

Se formó una encía y un surco gingival sanos alrededor de los cuellos de los implantes. La unión epitelial entre implante y encía se logró mediante un epitelio de unión regenerado. El tejido conectivo supracrestal se caracterizó por una red tridimensional de fibras colágeno, fibroblastos y vasos sanguíneos. Cerca de la superficie se implantarían las fibras colágeno que corrían paralelas a la superficie de titanio o se orientaban perpendiculares al implante. La interfase de tejido conectivo implante se caracterizó por un material fibrilar fino interpuesto entre la superficie del implante y el tejido conectivo. Se observó también un material sin identificar entre las terminaciones de las fibras de colágeno funcionalmente orientadas a la superficie metálica. Las porciones apicales de los implantes estaban ancladas en hueso compacto. En la interfase hueso-implante se encontró o bien una matriz ósea mineralizada adaptada a

la superficie de titanio sin ningún espacio intermedio, o se interponía una capa ancha no mineralizada de 0.5 μm .¹⁶

En resumen, se formó un sello mucoperiostico alrededor de los implantes, consistente en una adherencia de epitelio de unión-implante coronalmente y soportado por tejido conectivo adherido al implante apicalmente. Los implantes se integraron en tejido conectivo, pero sólo fuertemente adaptado al hueso.¹⁶

Grunder et al. en 1993 realizaron un estudio para evaluar el tratamiento de la peri-implantitis inducida con ligadura usando RTG alrededor de implantes sumergidos y no sumergidos en perros sabuesos.¹⁷

Se colocaron dos implantes de titanio, bilateralmente, en las regiones correspondientes a los premolares mandibulares de 10 sabuesos. Se colocaron ligaduras de hilo de algodón alrededor de los cuellos de los implantes, y no se implementó ninguna higiene oral por un período de 5 meses.¹⁷

Se prepararon y se analizaron especímenes sin descalcificar utilizando métodos histológicos comunes y corrientes. No se encontraron diferencias entre los parámetros clínicos del grupo de control, ni del grupo experimental, tanto en los implantes sumergidos como en los no sumergidos. Los análisis histológicos e histomorfométricos tampoco revelaron diferencias significativas entre los

grupos con respecto a nueva formación ósea. En los grupos experimentales, sin embargo, la cantidad de tejido conectivo regenerado fue significativo mayor en comparación a los grupos de control.¹⁷

Dentro de los límites de este estudio, la RTG no fue un procedimiento terapéutico predecible para fortalecer los parámetros clínicos o para regenerar un nuevo hueso alrededor del implante afectado de peri-implantitis.¹⁷

CONCLUSIONES

La técnica de Regeneración Tisular Guiada (RTG) que se utiliza para promover la formación de ligamento periodontal, cemento y hueso. Bajo el principio de inhibir la migración de células, como las de epitelio bucal y tejido conjuntivo hacia la zona del defecto.

Esta técnica se ha utilizado con gran éxito para resolver defectos óseos de 2 y 3 paredes o bien cuando está afectada la furca en los dientes posteriores.

Con el uso de los implantes dentales surgió con ello la necesidad de utilizar los principios de la RTG para adecuar el soporte óseo destinado a recibir el implante, cuando este soporte no reunía las condiciones para proveer una cantidad adecuada de hueso o bien los implantes presentaban dehiscencias, por lo tanto, se requería usar esta técnica .

Las investigaciones realizadas hasta el momento nos indican que el uso de la técnica de RTG ha tenido éxito para resolver los problemas que se puedan presentar cuando los implantes no tienen un soporte óseo adecuado o bien

presentan dehiscencias, siempre y cuando se controle el nivel de patógenos periodontales que pueden colonizar a las membranas.

Con esto los procedimientos en periodoncia tienen otras expectativas para devolver la salud al paciente.

BIBLIOGRAFIA

1. CAFFESSE R, BECKER W. Principios y técnicas de la regeneración histica guiada. Clinicas Odontológicas de Norteamerica 1991; 3: 471-485.
2. NOWZARI H, LONDON R, SLOTS J. The Importance of Periodontal Pathogens in Guided Periodontal Tissue Regeneration and Guided Bone Regeneration. Compendium on Continuing Education in Dentistry 1995; 16 (10): 1045- 1054.
3. NOWZARI H, SLOTS J. Microbiologic and Clinical Study of Politetrafluoroethylene Membranes for Guided Bone Regeneration Around Implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1995; 10 (1) : 67-73.
4. GREENSTEIN G, CATON J. Biodegradable barriers and guided tissue regeneration. Periodontology 2000 1993; 1: 36-45.

5. NAGAHARA K, MOURI K, KANEMATSU N, et al. Stimulation of In Vivo Calcification Using Collagen Membranes Cultured with Osteoblastic Cells In Vitro: A Preliminary Report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10 (1) : 109-113.

6. PARODI R, SANTARELLI G, CARUSI G . Application of Slow-Resorbing Collagen Membrane to Periodontal and Peri-Implant Guided Tissue Regeneration. *Int J Periodont Rest Dent* 1996; 16 (2): 175-185.

7. LUNDGREN D, SENNERBY L, FALK H, et al. The use of a new bioresorbable barrier for guided bone regeneration in connection with implant installation. *Clin Oral Impl. Res* 1994; 5: 177-184.

8. KOSTOPOULOS L, KARRING T. Guided bone regeneration in mandibular defects in rats using a bioresorbable polymer. *Cin Oral Impl Res* 1994; 5: 66-74.

9. SCHMID J, HÄMMERLE C, OLAH A, et al. Membrane permeability is unnecessary for guided generation of new bone. Clin Oral Impl Res 1994; 5: 125-129.

10. BABBUSH. Implantes Dentales. Ed. Interamericana Mc Graw Hill 1994; 31,69-74,111,125-127, 147-162 p.p.

11. TAYLOR. Dental Implants Are They For Me ?. Quintessence books 1990; 6 p.p.

12. RASMUSSEN. Sistema Branemark de Reconstrucción Oral. Expaxs Publicaciones Medicas 1992; 3-23, 47, 48, 51, 54, 86, 72, 73 p.p.

13. CRANIN. Atlas de Implantología Oral. Editorial Medica Panamericana 1995; 3-5 p.p.

14. BEUMER. Sistema de Implantes Branemark. Procedimientos clínicos y de laboratorio. Espaxs Publicaciones Medicas 1991; 1-9, 15-17 p.p.

15. STEENBERGHE D. Aspectos periodontales de los implantes bucales óseointegrados tipo Branemark. Clínicas Odontológicas de Norteamérica 1988; 2: 369- 385.

16. SCHÜPBACH P, HÜRZELER M, GRUNDER U. Implant-tissue interfaces following treatment of peri-implantitis using guided tissue regeneration. Clin Oral Impl Res 1994; 5: 55-65.

17. GRUNDER U, HÜRZELER M, SCHÜPBACH P. Treatment of Ligature-Induced Peri-Implantitis Using Guided Tissue Regeneration: A Clinical and Histologic Study un the Beagle Dog. Int J Oral Maxillofac Implants 1993; 8 (3): 282-293.

18. SHANAMAN. The Use of Guided Tissue Regeneration to Facilitate Ideal Prosthetic Placement of Implants. Int J Perodont Rest Dent 1992; 12 (4): 257-265.

19. MELLONING J, GRIFFITHS G, MATHYS E, et al. Treatment of the Failing Implant: Case Reports. *Int J Periodont Rest Dent* 1995; 15 (4): 385-395.
20. LANG N, BRÄGGER U, HÄMMERLE C, et al. Immediate transmucosal implants using the principle of guided tissue regeneration. *Clin Oral Impl Res* 1994; 5: 154-163.
21. GHER M, QUINTERO G, SANDIFER J, et al. Combined Dental Implant and Guided Tissue Regeneration Therapy in Humans. *Int J Periodont Rest Dent* 1994; 14 (4): 333-347.
22. VLASSIS J, WETZEL A, CAFFESSE R. Guided Bone Regeneration at a Fenestrated Dental Implant: Histologic Assessment of a Case Report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8 (4): 447-451.
23. LANG N, HÄMMERLE C, BRÄGGER U, et al. Guided tissue regeneration in jawbone defects prior to implant placement. *Clin Oral Impl Res* 1994; 5: 92-97.

24. DAHLIN C, LEKHOLM U, BECKER W, et al. Treatment of Fenestration and Dehiscence Bone Defects Around Oral Implants Using the Guided Tissue Regeneration Technique: A Prospective Multicenter Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10 (3): 312-318.

25. MELONING J, TRIPLETT R. Guided Tissue Regeneration and Endosseous Dental Implants. *Int J Periodont Rest Dent* 1993; 13 (2): 109-119.

26. MATTOUT P, NOWZARI H, MATTOUT C. Clinical evaluation of guided bone regeneration at exposed parts of Branemark dental implants with and without bone allograft. *Clin Oral Impl Res* 1995; 6: 189-195.