



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ALTERNATIVA DE TRATAMIENTO PARA
PACIENTES EDÉNTULOS MEDIANTE LA
COLOCACIÓN DE IMPLANTES CON EL SISTEMA O-
RING CON CARGA INMEDIATA.

T E S I S A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A:

JOCELYN LISSET LEYVA HERNÁNDEZ

TUTOR: C.D. ARMANDO TORRES CASTILLO



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

AGRADECIMIENTOS

A la Universidad Nacional Autónoma de México, por otorgarme la oportunidad de pertenecer a ella y por lo que aportó para toda mi vida.

A la Facultad de Odontología, por ser el lugar de formación de este proyecto de vida.

A mis padres Armando y Estela, que son y serán más que todo en mi vida, gracias por su apoyo, amor y por darme la vida. Gracias a ustedes estoy aquí y espero brindarles mayores satisfacciones. Los amo.

A mis hermanos Gaby y Armando, gracias por aguantarme, por apoyarme y por quererme. Por compartir su vida conmigo y su cariño.

A Priscila y Dinorah, por ser mis amigas incondicionales, por su invaluable amistad, por apoyarme en las buenas y en las malas. Y por quererme tanto. Por darme siempre palabras de aliento y por compartir aventuras.

A Lucy por ser mi amiga, por aguantarme y estar a mi lado.

A la Dra. Rosa María, Alma y Vianey por toda su ayuda, abrirme las puertas de su hogar y por ser mis amigas.

Al Dr. Miguel de Santiago por ser paciente conmigo, orientarme y ayudarme.

A mis maestros que de verdad tuvieron la vocación de enseñanza, las ganas de formar profesionales de verdad y nunca conformarse.

A la Dra. Rocío Fernández por su enseñanza y por ser una gran persona y profesional.

Al Dr. Armando Torres Castillo por su tiempo y apoyo en la elaboración de esta tesina.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN

OBJETIVOS

CAPÍTULO I. ANTECEDENTES HISTÓRICOS

CAPÍTULO II. IMPLANTOLOGÍA BUCAL

CAPÍTULO III. OSTEOINTEGRACIÓN

CAPÍTULO IV. MANDÍBULA

CAPÍTULO V. EVOLUCIÓN DE LOS HUESOS MAXILARES DESPUÉS DEL EDENTULISMO

CAPÍTULO VI. DISPONIBILIDAD CUANTITATIVA DEL TEJIDO ÓSEO

CAPÍTULO VII. MÉTODOS DE DIAGNÓSTICO

CAPÍTULO VIII. CARGA INMEDIATA DEL IMPLANTE

CAPÍTULO IX. SOBREDENTADURAS

CAPÍTULO X. SISTEMA O-RING

CONCLUSIONES

FUENTES DE INFORMACIÓN

INTRODUCCIÓN

Desde los inicios en nuestra práctica profesional se ha procurado siempre la restauración de la estética, la funcionalidad y la calidad de vida de nuestros pacientes, todo ello valiéndonos de distintos métodos que nos encaminen a la rehabilitación adecuada de los individuos.

La demanda de mejores tratamientos es cada vez mayor, así que los implantes como medios de retención de las dentaduras totales son un recurso que nos respalda para poder cubrir dichos requerimientos.

A partir de que los principios de osteointegración fueron sustentados por Branemark, la implantología logro expectativas de efectividad amplias y con ello la posibilidad de mejores manejos quirúrgicos y protésicos.

La osteointegración presenta grandes beneficios pero el periodo de este proceso es considerablemente largo. Sin embargo gracias a la evolución en el tratamiento de la superficie de los implantes, sus diseños y la demanda creciente por parte de los pacientes para ser restaurados lo más rápidamente, a empujado a los investigadores a acortar el tiempo de la rehabilitación protésica o carga inmediata como se le reconoce en implantología.

Se debe de tomar en cuenta que tanto el poder adquisitivo de los pacientes, su capacidad para manipular sus rehabilitaciones protésicas y los beneficios a corto y largo plazo son importantes para la satisfacción del tratamiento.

Entre la gama de recursos que se tienen a disposición en el mercado, el sistema O-Ring representa una alternativa favorable y eficaz para la rehabilitación de los pacientes edéntulos. Este sistema se ha aplicado en pacientes y se ha analizado en algunas investigaciones, para el uso de

sobredentaduras retenidas por implantes para mandíbulas desdentadas totales. Esto es porque, la mandíbula posee el mayor índice de fracasos en cuanto a la colocación de prótesis totales convencionales, debido a una mayor resorción ósea en esta estructura y en general a relaciones anatómicas desfavorables, que hacen de esta ubicación una zona de fracaso común en prostodoncia total.

La unión del método O-Ring con la aplicación de carga inmediata sobre el mismo hace que la rehabilitación con prostodoncias totales mandibulares cumpla con requisitos de efectividad, costo y tiempo de tratamiento.

OBJETIVOS

Este trabajo pretende hacer una recopilación bibliográfica de los parámetros generales de los implantes, encaminándonos así tanto del sistema O-Ring como los principios de la Carga Inmediata, y la conjunción de ambos como medios de tratamiento para pacientes con mandíbulas desdentadas totales. Por otro lado se pretende hacer una revisión de la visión de diversos artículos acerca de los ya mencionados temas. Otro aspecto que cabe hacer notar, es el hecho de que no existe información estándar que nos brinde un medio guía para la aplicación de los sistemas citados.



CAPÍTULO I

ANTECEDENTES HISTÓRICOS

CAPÍTULO I

1. ANTECEDENTES HISTÓRICOS

Hace 2000 años los egipcios trasplantaban dientes de esclavos o personas pobres que voluntariamente los vendían; otra de sus prácticas correspondía al empleo de metales preciosos para sustituir los dientes ausentes. En China hace 4000 años eran tallados palos de bambú con forma de estacas y los introducían en el hueso para sustituir de forma fija los dientes. Culturas de América Central tomaban fragmentos de conchas marinas y los introducían con martilleos en el hueso para sustituir dientes perdidos. En Europa eran utilizados dientes de cabras, perros y monos.

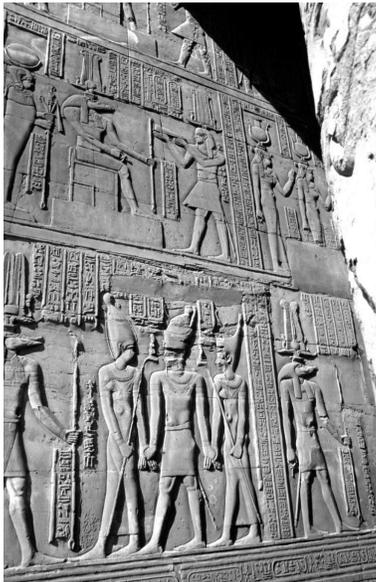


FIG. 1. A la izquierda es mostrado un mural egipcio con algunas escenas de tributo a sus Dioses. A la derecha una mandíbula con incrustaciones de conchas original de Mesoamérica.²¹

Maggiolo introdujo la historia más reciente de la implantología dental en 1809, al utilizar oro con forma de raíz dentaria.¹

En 1886 Bugnot intentó implantar raíces de dientes. Younger trasplantó dientes en cavidades alveolares creadas artificialmente. En 1880 hasta comienzos de 1900 se ocupó la porcelana, el platino y la gutapercha.

El primer diseño con forma radicular que se diferenciaba de forma significativa de la forma de una raíz dentaria fue el diseño de jaula de reja de Greenfiel, en 1909 fabricada en iridiplatino.

La implantación moderna se inició en los años cuarenta con un implante tipo tornillo introducido por Formiggini. En 1962, Cherchéve introdujo otro implante de este mismo tipo, hecho de cromo-cobalto. En 1967, Hodosh utilizó resina acrílica para realizar implantes en forma de diente y probó su biocompatibilidad en monos.

Para la mejor biocompatibilidad se ocuparon implantes de carbono vítreo. Hodosh y cols en 1975 declararon que la interposición del tejido de conexión entre el implante y el hueso estaba bien organizada y era comparable a los ligamentos periodontales naturales. En 1966, Linkow desarrolló el implante tipo lámina elaborado de cromo, níquel y vanadio. Albrektsson y cols. Declararon que estos implantes no tenían éxito probado clínicamente.

La fusión del hueso al titanio fue descrita por primera vez en 1940 por Bothe y cols. Branemark comenzó en 1952 sus amplios estudios experimentales acerca de la circulación microscópica en la médula ósea en cicatrización. Estos estudios llevaron a la aplicación en implantología dental a comienzos

de los años sesenta. Se estableció una integración de implante de 10 años en perros. Los estudios con seres humanos comenzaron en 1965, con un seguimiento por 10 años; dichos resultados fueron presentados en 1977 por el mencionado traumatólogo que introdujo por vez primera el concepto de oseointegración.²



FIG. 2. En el centro se muestran animales utilizados para trasplantes dentarios. Son mostrados los implantes de Chercheve, La cuchilla de Linkow⁶ e implante de cilindro y tornillos huecos y perforaciones en hombro 1974.^{9,22,1}.

Desde los estudios de Branemark y Adell en 1981 las primeras publicaciones de los resultados de tratamiento con prótesis fijas fue realizado en

mandíbulas edéntulas, muchos otros estudios fueron publicados, donde Hy evidencia del gran suceso de rehabilitaciones a mediano y largo plazo.

En 1986, un estudio multicéntrico evaluó 1739 implantes colocados en la sínfisis mandibular de 484 pacientes. Los implantes fueron cargados inmediatamente y restaurados con barras y sobredentaduras retenidas con clips. El éxito fue de 94%. Engquist y cols. publicaron un fracaso de los implantes del 6 al 7% para sobredentaduras sobre implantes mandibulares. Jemt y cols. publicaron un estudio multicéntrico prospectivo de 5 años, en 103 mandíbulas, con 393 implantes, la tasa de supervivencia fue del 94.5% para los implantes y de 100 para la prótesis. Wismeijer y cols. publicaron un artículo sobre 64 pacientes tratados con 218 implantes de plasma de titanio, con supervivencia del 97% en sobredentaduras, tras la evaluación a 6 años y medio. Naert y cols. encontraron un éxito de los implantes del 100% a los 5 años para sobredentaduras con diferentes sistemas de anclaje. Hutron y cols. publicaron tasas de supervivencia del 97% para sobredentaduras mandibulares. Mericke-Stern y cols. publicaron una tasa de supervivencia de la prótesis del 95% con una sobredentadura con 2 implantes. Se han publicado muchos artículos en las últimas 2 décadas donde las sobredentaduras sobre implantes suponen una opción benéfica para portadores de dentaduras totales.³



CAPÍTULO II

IMPLANTOLOGÍA BUCAL

CAPÍTULO II

2. IMPLANTOLOGÍA BUCAL

La implantación se define como el injerto de tejido no vital en un sistema biológico.⁴ Un implante endo-óseo es un material aloplásico quirúrgico insertado dentro del hueso de la cresta residual primaria como una base prostodóntica, etimológicamente proviene del prefijo *endo* que significa “dentro” y *ósea* que significa “hueso”.¹

2.1 CLASIFICACIÓN DE LOS IMPLANTES

Para catalogar a los diversos tipos de implantes, estos son clasificados en base a los siguientes criterios:

- I. De acuerdo a su forma
- II. De acuerdo a la interfase resultante entre el hueso-implante
- III. De acuerdo al sitio de localización
- IV. De acuerdo a su composición
- V. De acuerdo a su tamaño⁴

I. Clasificación de los implantes con base a la forma

- Implantes simétricos rotatorios:
 - A) De tornillo
 - B) Cilíndricos
- Implantes de extensión:
 - De lámina

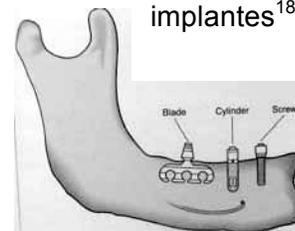


FIG. 3. Tres tipos distintos de implantes¹⁸

- Cónicos
- Lisos
- Huecos o con Abertura o Canal Inferior⁵

II. Clasificación de los implantes en base a la Interfase resultante hueso-implante

- 1) De interfase directa:
 - a) Primera interfase
 - b) Segunda interfase
- 2) De interfase indirecta:
 - a) Fibrointegración (implantes transicionales)

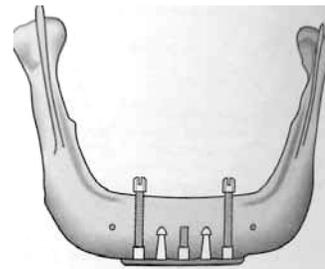


FIG. 4. Implante transmandibular¹⁹

III. Clasificación de los implantes con base al sitio de localización

1. Endo-óseo o intra-óseo
2. Subperiósticos o yuxta óseos
3. Trans-óseos o transmandibulares

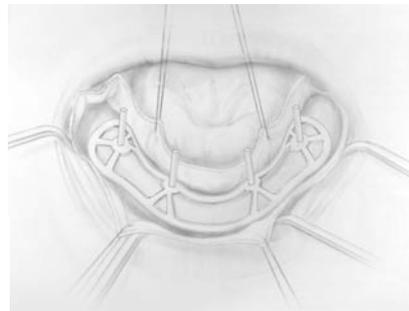


FIG. 5. Implante subperióstico¹⁹

IV. Clasificación de los implantes con base a su composición

Metales:

El metal puro:

Titanio

Aleaciones:

Aleación de cromo-cobalto (Vitalium)

Aleación Cr-Ni-Fe (Acero inoxidable)

Tantalio

Aleaciones de Co-Cr-Mo

Aleaciones de titanio (Ti-6, Al-4V, Ti-5 Al-2,5 Fe)⁶

No Metales:

Cerámicas:

Cerámicas de óxido de aluminio:

Monocristalino

Policristalino⁶

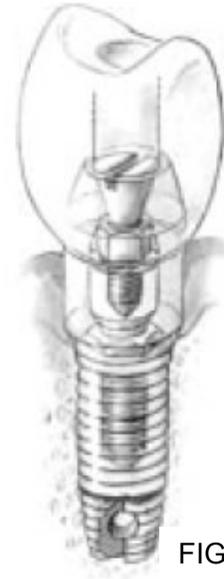


FIG. 6.
Implante
de Titanio¹⁰

Cerámicas de fosfato cálcico:

Cerámica de HA

Cerámica de TCP

Vitrocerámica

Plásticos:

Polietileno

Metilmetacrilato

Carbón:

Pirolítico

Vítrio

Materiales compuestos

Titanio con recubrimientos

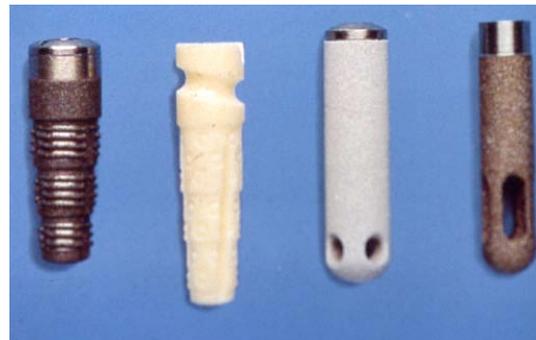


FIG. 7. Materiales como porcelana, titanio y recubrimientos de este.²³

V. Clasificación de los implantes con base a su tamaño

Implantes de tamaño convencional

Microimplantes

2.2 MATERIALES DE IMPLANTACIÓN

Un biomaterial es aquel material no vital que se utiliza en aplicaciones médicas (ej. Implante dental) con la finalidad de obtener una reacción (interacción) con un determinado sistema biológico.

2.2.1 REQUISITOS GENERALES DE LOS MATERIALES DE IMPLANTACIÓN

La inocuidad local y general es un requisito imprescindible para todos los biomateriales, es decir:

- No deben resultar tóxicos
- No cancerígenos
- No alergénicos
- No radioactivos

Para valorar su utilidad como material de implantación es en base a los siguientes criterios:

- Compatibilidad biológica
- Compatibilidad mecánica
- Aspectos funcionales
- Aspectos prácticos

2.2.2 CLASIFICACIÓN INMUNOLÓGICAS DE LOS MATERIALES DE TRASPLANTE-IMPLANTACIÓN

Desde el punto de vista inmunológico, los materiales de trasplante-implantación se clasifican en 4 grupos:⁷

Material autólogo (autógeno)	Autoplastia (del mismo organismo)	Trasplante de dientes retenidos, reimplantación de dientes, trasplante óseo
Material homólogo (alógeno)	Homoplastia (de otro individuo de la misma especie)	Banco de huesos (conservación con cialita, liofilización)
Material heterólogo (xenógeno)	Heteroplastía (de un individuo de otra especie)	Hueso no vital y desproteinizado (trabécula ósea de Kiel), colágeno, gelatina
Material aloplástico	Aloplastía (sustancia extraña)	Metales, cerámicas, resinas

2.2.2.1 MATERIALES ALOPLÁSTICOS

Para implantología dental se ocupan exclusivamente estos materiales, sus ventajas residen en su disponibilidad prácticamente ilimitada, su facilidad para la manipulación (no hay problemas de extracción y almacenamiento) y su elaboración físico-química. Aparte de poseer un nivel de calidad elevado y estandarizado por normas.⁷

METALES	CERÁMICAS	MATERIALES COMPUESTOS
Grupo de titanio Titanio puro Aleaciones de titanio Ej. Ti-6, Al-4V, Ti-5 Al-2,5 Fe y otras	Cerâmicas de óxido de aluminio: -Monocristalino -Policristalino	Titano + HA +TCP +Al ₂ O ₃ Y otros
Tantalio Niobio Aleaciones de Co-Cr-Mo Acero para implantes Y otros	Cerâmicas de fosfato cálcico Cerámica de HA Cerámica de TCP Vitrocerámica	Al ₂ O ₃ + HA

2.2.2.1.1 TITANIO

El titanio puro (99.75%) o la aleación Ti-6Al-4V (90% de Ti, 6% de Al, 4% de V). Es un metal, en sí mismo muy poco noble, es protegido por una capa pasiva de óxido de titanio, formada espontáneamente tanto al aire como en

agua. El espesor de la capa de óxido es de 10 Å a los pocos segundos, y aumenta en 1 min hasta 100 Å después de cierto tiempo llega a 2, 000 Å.¹¹

La capa de óxido se compone de (TiO₂, TiO, Ti₂O₃) de los cuales TiO₂ predomina. La interfase titanio-hueso puede soportar las fuerzas de presión y cizallamiento intrabucales, si la configuración superficial permite su retención mecánica.

El titanio apenas es degradado, debido a la capa protectora de óxido. Se le a encontrado en el hueso periimplantario, la mucosa periimplantaria, ganglios linfáticos, riñones, hígado, bazo, etc. Pero esto puede deberse también por proceder de la dieta (800 µg/d). Aún así no se ha visto metalosis (se excretan 300 µg/d por orina).⁸

La superficie de óxido de los implantes de titanio es cubierta por una capa fina de sustancia fundamental (proteoglicanos y glucosaminoglicanos). Los filamentos de colágeno procedentes del hueso circundante a una distancia de 20-40µm de la superficie limitante, así posteriormente se sustituye paulatinamente por haces de fibrillas y fibras de colágeno, que se unen al hueso circundante, y finalmente se produce la osteointegración.⁷

2.3. TRATAMIENTOS DE SUPERFICIE DEL IMPLANTE (REVESTIMIENTOS)

Los métodos de tratamiento se dividen en:

1. Tratamientos por sustracción. Se erosiona química o físicamente la superficie mecanizada.
2. Tratamiento por adición. Se añade metal u otros componentes a la superficie mecanizada.

3. Combinaciones de las anteriores.⁹

2.3.1. REVESTIMIENTO DE PLASMA DE TITANIO

Para lograr una superficie rugosa y más amplia del titanio, este es tratado con polvo de titanio mediante la técnica de pulverización de plasma.

Se comprime un gas noble, escindido en iones y electrones (plasma), con un arco luminoso incandescente (15, 000-20,000 °C) y una elevada velocidad de choque (3000 m/seg) al chorro caliente de gas saliente, se añade el material de recubrimiento (partículas de polvo de titanio en forma de hidruro de titanio) con ayuda del gas argón. El hidruro se descompone en el chorro gaseoso, y las gotas del metal chocan contra el elemento de titanio situadas a 15-20 cm. Las partículas de titanio (tamaño de grano de 50-100 μm) se sueldan íntimamente al material elemental durante el tratamiento con plasma pulverizado.

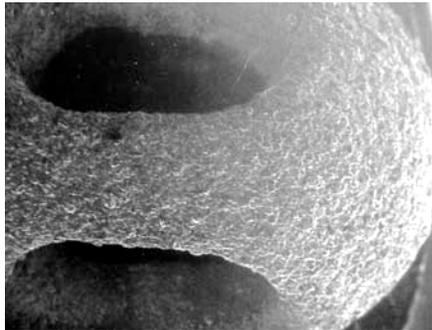


FIG. 8. Adición a la superficie del implante⁸

La capa superficial que se origina tiene un grosor aproximado de 30-50 μm con profundidad de las asperezas de alrededor de 15 μm . Se obtienen formas redondas, contiguas y muy porosas. Así la superficie del cuerpo del implante aumenta del orden de 6 a 7 veces.

Se ha confirmado la tolerancia química perfecta de la capa de plasma. Su tolerancia biológica se corresponde con la de las superficies de titanio lisas.

Pero se teme que durante las fuerzas de cizallamiento y tracción provoque una mayor liberación de partículas de titanio. Sin embargo, todavía se ha comprobado que el número de iones titanio liberados aumentan con el revestimiento de plasma de titanio mediante pulverización a la llama.

Fisiológicamente, la superficie estructurada y, en consecuencia, rugosa ofrece ventajas a la proliferación de hueso con relación a la superficie lisa ya que la rugosa, es mejor irrigada y posee mayor adherencia. Así esta ofrece mayor solidez de unión implante-hueso que las lisas.

En la transmisión de fuerzas al hueso mejora, al proliferar las trabéculas óseas dentro de las microporosidades; todo esto aumenta la estabilidad a largo plazo de la interfase implante-hueso.

La reacción ósea no sólo depende del grado de porosidad, sino también del tamaño del poro. Si este varía entre 70 y 700 μm (valores límite), la porosidades de distinta génesis se rellenan de hueso mineralizado.⁷

2.3.2 ARENADO. GRABADO DE LA SUPERFICIE

La superficie implantaria se puede hacer rugosa mediante métodos “corrosivos” y parte de la técnica aditiva de recubrimiento de plasma. Los métodos corrosivos incluyen:

- Arenado
- La corrosión
- Tratamiento especial con láser de la superficie del implante

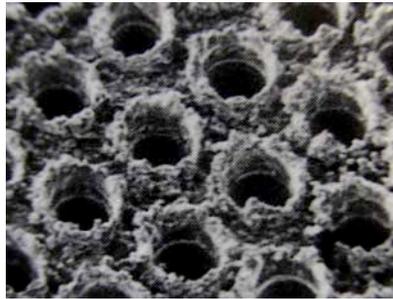


FIG. 9. Técnica de sustracción de la superficie implantaria⁸

La técnica de sustracción permite evitar impurezas producto del tratamiento. El peligro de desprendimiento de partículas de titanio durante la inserción del implante es menor que con la pulverización del plasma a la llama.

Los inconvenientes de la técnica de grabado es que por la corrosión, se sustraen los óxidos metálicos y se produce una “alisado” y aplanamiento de superficies, en un inicio rugosas. La superficie con doble grabado ácido crea microrrugosidades en la superficie por erosión con ácido Clorhídrico y ácido sulfúrico. Esta superficie es osteoconductora y se incrementa la superficie microscópica de contacto con hueso.

2.3.3 ESTRUCTURACIÓN CON LÁSER

El láser eximer perfora las “rugosidades” (microestructuras) en la superficie del implante de manera selectiva y con determinadas angulaciones: Caudal, Craneal y Perpendicular a la superficie.

Permite alcanzar microrretenciones con determinada orientación, a diferencia de la estructura superficial sin ningún tipo de orientación.

2.3.4 REVESTIMIENTO CON HIDROXIAPATITA

Este revestimiento acelera la cicatrización ósea y, en principio, las reacciones o el contacto con el hueso periimplantario; todo lo anterior en comparación de los implantes de titanio puro.

Sin embargo la composición biorreactiva de la superficie del implante tiene repercusión negativa a mediano o largo plazo sobre la inestabilidad. Se reportan fracturas, pérdida total del revestimiento, aparte de colonización microbiana.

En el momento en que los elementos de la capa de hidroxiapatita contactan directamente con el medio bucal, tras la degradación ósea periimplantaria, se produce aparentemente fracturas rápidas del hueso que rodea el implante.

Además de la aceleración de la cicatrización ósea, se desea una biorresolución de la hidroxiapatita que permita el contacto directo entre la base metálica y el hueso.



CAPÍTULO III

OSTEOINTEGRACIÓN

CAPÍTULO III

3. OSTEOINTEGRACIÓN

Es un término histológico que se define como hueso en contacto directo con la superficie del implante en la magnificación de microscopio óptico.¹⁰ Esto es la unión o conexión directa de tejido óseo a un material aloplástico inerte sin intervención de tejido conectivo.⁷

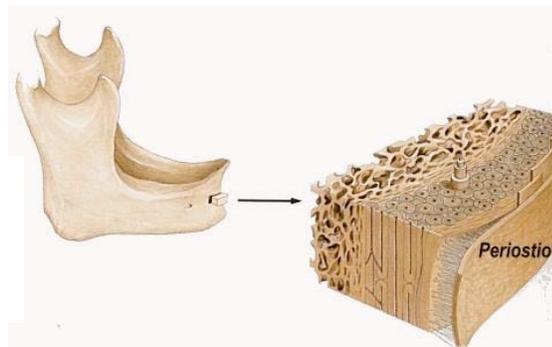
3.1 TEJIDO ÓSEO

3.1.1 FORMACIÓN ÓSEA

El hueso es un tejido conectivo denso especializado. Sus células óseas son los osteocitos, osteoblastos y los osteoclastos, cuyas funciones son las de formar y remodelar el tejido óseo.

Las membranas que lo recubren en su superficie externa y lo revisten en sus espacios y cavidades internas son el periostio y endostio respectivamente, su función es nutrir, mantener y proteger al hueso.¹¹

FIG. 10. Corte de hueso mandibular²



Al proceso de formación ósea se le llama osteogénesis u osificación. Existen células programadas para ser células formadoras de hueso u osteoblastos. A estas células se les llama osteoprogenitoras u osteogénicas que son originadas de células mesenquimatosas indiferenciadas. Dichas células tienen la capacidad de diferenciarse en muchos tipos diferentes, ello en base

a la señal recibida o de su microambiente. Si existe necesidad de hueso, las células osteoprogenitoras son diferenciadas en osteoblastos. Estos producen hueso. Posterior a la señal adecuada, pero antes de la formación de hueso, los osteoblastos proyectan procesos citoplasmáticos que contactan procesos celulares de otros osteoblastos, ello forma una red de células conectadas por procesos celulares largos y delgados. El contacto ayuda a la vitalidad y función de los osteoblastos.

El espacio intercelular es ubicado entre los osteoblastos y sus procesos. En un inicio los osteoblastos producen y secretan componentes orgánicos al espacio intercelular. Los elementos son fibrosos y amorfos. Los fibrosos son colágeno tipo I, el amorfo es proteoglicanos y proteínas no colágenas. Los componentes orgánicos y el agua del espacio intercelular son denominados matriz orgánica, también llamada osteoide o pre-hueso, que aún no se ha mineralizado.

Ya formado el osteoide ocurre la mineralización o calcificación, en la cual son depositados iones calcio y fosfato en la matriz orgánica; los complejos calcio-fosfato depositados son químicamente conocidos como cristales de hidroxiapatita. La formación ósea sucede en dos fases distintas: la fase inicial o fase de producción de matriz orgánica (etapa de formación de osteoide), seguida por la mineralización de la matriz por cristales de hidroxiapatita (etapa de mineralización).

Cuando la matriz esta mineralizada, las células (osteoblastos) que están rodeadas de matriz mineralizada son llamadas osteocitos. Los nutrientes que ya no se pueden difundir a través de la matriz, ahora llegan a los osteocitos viajando por los espacios entre el cuerpo y los procesos celulares del osteocito y la matriz mineralizada. Los espacios contienen líquido tisular y proveen el conducto necesario para el paso de sustancias de y hacia las

células atrapadas. La laguna es el espacio donde reside el cuerpo del osteocito, mientras el túnel que alberga los procesos celulares se denomina canalículo.

Los espacios que rodean los osteocitos y sus procesos (lagunas y canalículos) se comunican con una fuente de aportación sanguínea ya sea en espacios medulares, el periostio o en los canales haversianos.

Ya formado el hueso este no queda estático, sino que entra en fase constante de remodelación, pues el tejido cambia durante el crecimiento y en respuesta a cargas funcionales, cambios en niveles de calcio y fósforo. En los maxilares los cambios estructurales se relacionan con crecimiento, erupción, movimientos, desgaste y pérdida dental. En la remodelación entra en acción el periostio y endosito así como las células en dichas membranas, son las responsables de remover el tejido óseo.

Los procesos mencionados son regulados por estímulos físicos (cargas transferidas al hueso), o por mediadores químicos.

3.2 CLASIFICACIÓN DEL TEJIDO ÓSEO

Histológicamente: inmaduro o primario, Hueso entretejido o de reparación, Hueso fasciculado, maduro, secundario o lamelar, hueso osteonal o haversiano (subtipo).

Morfológicamente y por su densidad: Hueso compacto (cortical o denso) y Hueso trabecular (esponjoso).¹¹

3.2.1 HUESO COMPACTO O CORTICAL

Se encuentra en el exterior de la mayoría de los huesos del esqueleto (80%). Es sumamente denso no posee espacios visibles. Forma las capas internas y externas óseas.

El sistema haversiano (osteona) funciona como puntales, diseñados para responder a cargas biofuncionales. El sistema haversiano consta de 4 a 20 anillos circunferenciales de láminas concéntricas que rodean al canal haversiano (canal central) que contiene vasos sanguíneos, linfáticos y nervios.

Cada anillo laminar está poblado por un número variable de osteocitos. Los canales de Volkmann penetran el hueso cortical en dirección oblicua, anastomosándose con los sistemas de Havers, brindando canales vasculo-linfáticos y de intercambio. La dependencia vascular del hueso se enfatiza por las redes que penetran su estructura, asegurando que ninguna célula esta a más de 300 μm de un vaso sanguíneo.

Este sistema de pasajes permite comunicar los osteocitos y osteoblastos que recubren y revisten el periostio y endostio, respectivamente, facilitando y promoviendo respuestas fisiológicas y funcionales.

Para implantes este hueso brinda fuerza y resistencia para la estabilidad primaria requerida para la cicatrización inicial. Se debe abarcar hueso cortical tanto en la parte coronal del implante como en apical para la estabilidad primaria, además de que una vez cicatrizado y remodelado brinda resistencia frente a cargas y masticación, siempre que se conserve un rango fisiológico adecuado.

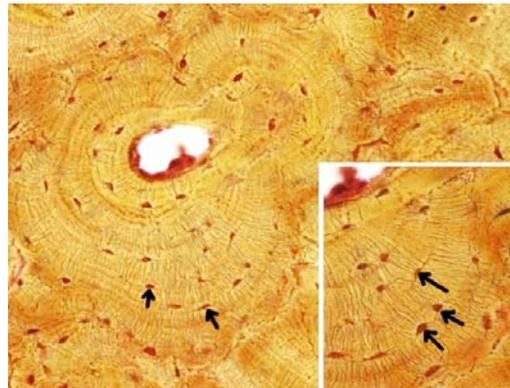


FIG. 11. Corte Histológico de hueso compacto. Sistema de Havers²⁰

3.2.2 HUESO TRABECULAR O ESPONJOSO

Este posee un entramado tridimensional que separa cavidades intercomunicantes. Las cavidades están ocupadas por la médula ósea que posee dos variedades: médula roja o hematopoyética, formadora de células sanguíneas, y médula amarilla constituida por tejido adiposo.

El hueso esponjoso esta hacia el centro de los huesos, justo debajo del compacto. Las trabéculas maduras son compuestas de hueso lamelar. Su soporte vascular es derivado de la médula adyacente, pues las trabéculas son avasculares. Este hueso es un tejido esquelético de baja densidad o masa, orientado selectivamente y es particularmente resistente a la compresión. Su fuerza o resistencia depende de la masa o grosor de las trabéculas, orientación y conectividad. Su remodelación es idéntica a la del hueso cortical.

El hueso cortical soporta la mayoría de las cargas y forma la fracción estructural de los huesos. El hueso esponjoso o trabecular, está diseñado principalmente para responder rápidamente a los requerimientos fisiológicos y está contenido completamente en la fracción metabólica de los huesos.

Frente a la colocación de implantes, este hueso resiste menor carga que el cortical, pero al poseer 20 veces mayor área de superficie y densidad celular por unidad de volumen sobre el hueso cortical, responde más rápidamente a requerimientos fisiológicos y a reparación en lesiones, por tanto ayuda a una acelerada cicatrización inicial post colocación de implante, y por su constante remodelación mantiene a largo plazo la integración de la interfase hueso-implante.

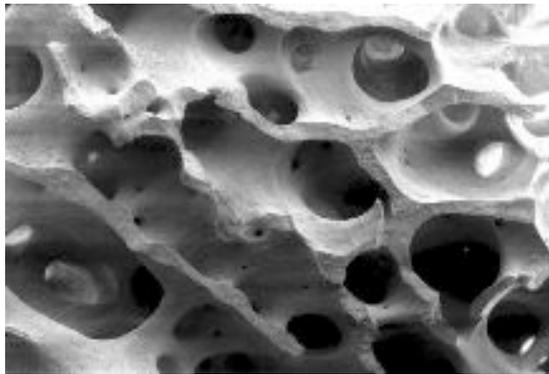


FIG. 12. Vista al microscopio de tejido esponjoso²⁴

3.3 REMODELACIÓN ÓSEA

3.3.1 GENERALIDADES

La fisiología ósea se controla por interacción de factores mecánicos y metabólicos. En circunstancias fisiológicas, la formación de hueso está regulada por cargas funcionales en lugares donde reciba más carga, habrá diferenciación osteoblástica y se formará hueso nuevo. Los mediadores químicos del metabolismo del calcio (hormona paratiroidea, estrógenos, y vitamina D) predominan en el control de la resorción ósea, por ello frente a un desequilibrio en el metabolismo del calcio, son activados los mecanismos de resorción para liberar calcio de huesos a la circulación.

El hueso está bajo recambio constante, dicho recambio tiene dos tipos básicos: Remodelado estructural o modelado y Remodelado interno o simplemente remodelado.

3.3.1.1 REMODELADO ESTRUCTURAL O MODELADO

Dado durante el crecimiento de huesos largos (longitudinal y ancho). Involucra sitios de formación o resorción individuales de hueso que cambia de tamaño, forma o posición. Es el medio principal de adaptación esquelética a cargas funcionales y terapéuticas. Todos los huesos son capaces de adaptarse a cargas funcionales por el modelado.

3.3.1.2 REMODELADO INTERNO

Mecanismo de recambio óseo, que responde a estímulos relacionados con homeostasis de minerales, así como con lesiones en tejido óseo para su reparación. Incluye secuencias de avivación de células, resorción y

formación de hueso. Este ciclo es de 4 meses aproximadamente para hueso trabecular y de 6 para hueso cortical.

El hueso cortical se remodela en los conos de corte y llenado o conductos de reabsorción paravasculares, que son unidades funcionales de osteoclastos y osteoblastos alrededor de un vaso sanguíneo dedicado y proliferante.

La cabeza “cortante” del cono posee osteoclastos que reabsorben hueso viejo, y la otra parte del cono revestida de osteoblastos forma una osteona secundaria nueva.

El hueso cortical se remodela de 2 a 10% al año, de 3 a 10 veces menos que el trabecular adyacente. El hueso trabecular es principalmente un depósito de calcio (por ello tiene un recambio de 20 a 30% anual) manteniendo la homeostasis de este en el organismo.

Este hueso se remodela similar al cortical, pero en vez de conos de corte y llenado, este se realiza por hemiconos de corte y llenado, por tanto es la mitad de conos o de conductos de reabsorción, que remueven selectivamente y reemplazan un volumen fijo de hueso en un sitio específico. Un hemicono no tiene vaso sanguíneo interno dedicado, sino que depende de la vascularidad medular.

3.4 RESPUESTA DEL HUESO A LA COLOCACIÓN DE IMPLANTES

3.4.1 ETAPAS EN LA CICATRIZACIÓN

Al colocar un implante es inevitable una zona de hueso necrótica, su espesor dependerá del calor friccional durante la cirugía o el grado de perfusión vascular, entre otros factores.

El hueso puede reaccionar de 3 formas frente a la necrosis:

1. Con formación de tejido fibroso
2. El hueso necrótico puede permanecer como un secuestro sin reparación
3. Con formación de hueso nuevo

Las condiciones para formación de hueso nuevo en el sitio de implantación (corteza necrótica) son:

- Existencia de células adecuadas (osteoclastos, osteoblastos y células mesenquimatosas indiferenciadas).
- Nutrición adecuada de dichas células (revascularización de la zona)
- Estímulos adecuados para la reparación ósea (traumatismo quirúrgico, factores de crecimiento, sustancias inductoras, señales de célula a célula, estímulos eléctricos, etc.).

El potencial de cicatrización del sitio del implante se determina por 3 factores:

- Calidad del hueso en el sitio de implantación.
- Estabilidad postoperatoria del implante.

- Grado de integración de la interfase.

El ciclo completo consiste en fases secuenciales de activación, resorción, latencia y formación con duración de 18 semanas en humanos.

3.4.1.1 PRIMERA ETAPA: FORMACIÓN DEL CALLO ENTRETEJIDO

(DE 2 A 6 SEMANAS)

La primer reacción cicatrizal ósea post implantación es la modelación anabólica en las superficies óseas. Igual que después a una fractura es formado un callo en la superficie perióstica y endóstica entre fragmentos (implante-lecho óseo). El callo es hueso inmaduro entretejido y es el primero en llenar el espacio de la interfase hueso-implante. Es importante en la estabilización durante la cicatrización postoperatoria y a pesar de estabilizar un implante sin carga, este hueso no posee fuerza para resistir función masticatoria.

Esta reacción inicial cercana al implante se lleva a cabo principalmente a citocinas y factores de crecimiento locales; el tamaño y extensión del callo perióstico son mecánicamente dependientes. El callo se origina del periostio y endostio intactos de las proximidades de la herida.

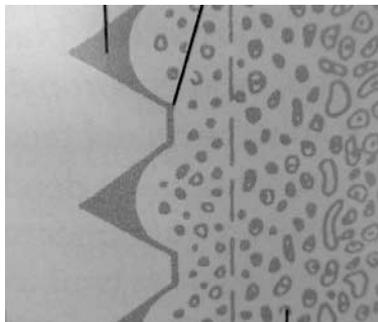


FIG. 13. Primera etapa⁹

3.4.1.2 SEGUNDA ETAPA: COMPACTACIÓN LAMELAR.

(DE 6 A 18 SEMANAS)

La remodelación del callo óseo se reduce y reorienta con forma madura internamente, el hueso posee mayor fuerza y resistencia hasta formar hueso lamelar, este es tejido que más resiste cargas funcionales en esqueleto adulto y el componente predominante de interfase hueso-implante madura, que soporta fuerzas masticatorias.

Este hueso se deposita por aposición sobre hueso entretrejido que esta formando el callo alrededor del implante y sobre hueso trabecular periimplantario con capas osteoblásticas y se forman osteonas primarias. La modelación estabiliza mas firmemente al implante, pues está anclado en hueso lamelar más mineralizado, y hay esclerosis periimplantaria.

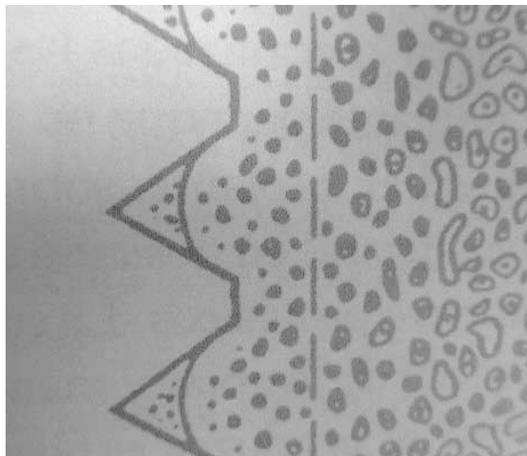


FIG. 14.
Segunda etapa⁹

3.4.1.3 TERCERA ETAPA: REMODELACIÓN DE LA INTERFASE

(DE 6 A 18 SEMANAS)

En esta se establece una interfase viable entre implante y hueso original. La capa ósea necrótica (5 a 100 mm) debe reemplazarse con hueso vital para fortalecer la interfase y proveer tejido adaptable para un mantenimiento de la integración a largo plazo (estabilidad secundaria). Esta remodelación es a través de conos de corte y llenado o conductos de resorción que emanan de la superficie del endostio, que tienen orientación paralela a la interfase hueso-implante. Al mismo tiempo, la corteza no vital adyacente es penetrada por conos de corte y llenado o conductos de resorción típicos (paralelos al eje longitudinal del hueso). La etapa es llevada a cabo al mismo tiempo que la compactación lamelar.

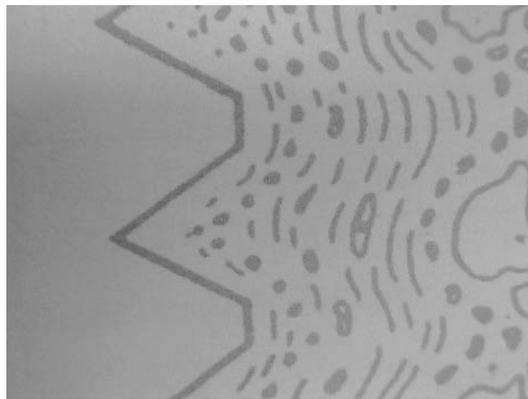


FIG. 15. Tercera etapa⁹

3.4.1.4 CUARTA ETAPA: MADURACIÓN Y MANTENIMIENTO (12 MESES)

Requiere aproximadamente 12 meses post colocación implantaria (4 meses de cicatrización sin carga y 8 de carga progresiva). Involucra dos eventos fisiológicos: el fenómeno regional acelerado, que es un mecanismo que refiere a una remodelación extensiva en sitios de lesión ósea, y la mineralización secundaria del hueso recién formado, cuyo proceso se completa alrededor de 12 meses post formación de dicho hueso.

El mantenimiento a largo plazo de la fijación rígida ósea incluye remodelación continua de la interfase y del hueso de soporte. El hueso sujeto a fatiga y cargas repetidas sufre fisuras microscópicas o microfracturas, que si se dejan acumular, llevan a fatiga estructural ósea. Durante la remodelación, los osteoclastos reabsorben al tejido más mineralizado por ello los conos cortan y remodelan hueso más antiguo o más frágil. Eso mantiene la integridad estructural indefinidamente, mientras las cargas se mantengan dentro de los límites fisiológicos.



FIG. 16. Cuarta etapa⁹



CAPÍTULO IV

MANDÍBULA

CAPÍTULO IV

4. MANDÍBULA

4.1 OSTEOLOGÍA

Es un hueso fuerte e impar. Es simétrico y consta de un cuerpo, y dos ramas.

CUERPO

Es de forma cuadrangular, presenta: dos caras una anterior y otra posterior, y dos bordes uno superior, la porción alveolar, un borde inferior y la base de la mandíbula.¹³

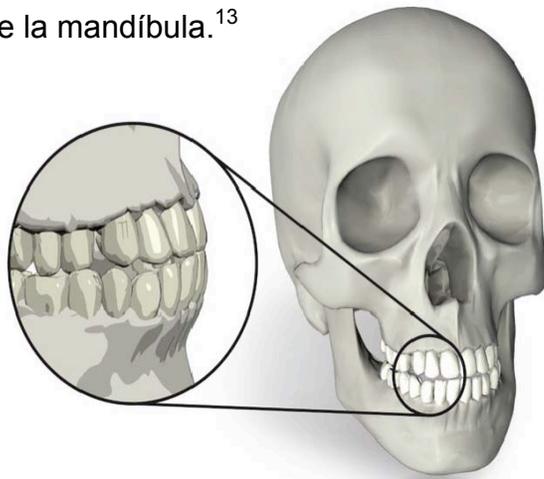


FIG. 17. La figura muestra la mandíbula y su relación en el cráneo²⁵

CARA ANTERIOR PRESENTA:

Protuberancia mentoniana o mental es una pequeña saliente que se observa hacia abajo.

Tubérculo mentoniano en ambos lados.

Agujero mentoniano o mental, se encuentra debajo del segundo premolar inferior, a nivel de la raíz y arriba del tubérculo permitiendo la salida de vasos y nervios.

Canal mandibular se inicia en el agujero mentoniano y recorre el interior de la mandíbula.

Línea oblicua se observa a los lados de los tubérculos mentonianos originándose en este sitio para alcanzar el borde anterior de la rama de la mandíbula, da inserción al músculo depresor del ángulo de la boca así como al depresor del labio inferior y al platismo del cuello.

CARA POSTERIOR PRESENTA:

Fosa digástrica, localizada en su parte media e inferior.

Fosa sublingual, que aloja a la glándula salival del mismo nombre.

Espinas mentonianas que observan sobre la línea media antes apófisis geni, las dos superiores dan inserción a los músculos genioglosos derecho e izquierdo y las dos inferiores a los músculos geniohioideos.

Líneas milohioideas llamadas así por insertarse en ellas el músculo milohioideo, antes llamadas líneas oblicuas internas.

Fosa submandibular fosa poco marcada, ubicada por abajo del extremo posterior de la línea milohioidea y que está en relación con la glándula salival homónima.

PORCIÓN ALVEOLAR PRESENTA:

Diéciseis alveolos dentales en dentición permanente y 10 alveolos en el niño.

Septos o tabiques interalveolares. Son los tabiques que separan cada cavidad alveolar. En los dientes birradiculares hay delgados tabiques que separan las raíces de los dientes, son los septos o tabiques interradiculares.

Juga alveolaria son una serie de eminencias producidas por los alveolos en el borde superior del aspecto anterior del cuerpo de la mandíbula.

Base de la mandíbula es gruesa y presenta en la unión con la rama un canal para el paso de la arteria facial, que se localiza dividiendo la base de la línea media al gonion en tres tercios y en la unión del tercio lateral con el tercio medio.



FIG. 18. Vista frontal de la mandíbula¹⁹

RAMAS

Son dos láminas cuadriláteras adosadas a las partes del cuerpo, presentan: un aspecto medial, otro lateral y cuatro bordes.

ASPECTO LATERAL PRESENTA:

Tuberosidad maseterina son unas rugosidades donde se fija el masetero, en el ángulo posteroinferior se localiza el gonion.

ASPECTO MEDIAL PRESENTA:

Agujero o foramen mandibular es el orificio de entrada al canal mandibular, que da paso a los vasos y nervios alveolares inferiores.

Língula de la mandíbula es una pequeña saliente ósea que se encuentra en la entrada del agujero mandibular.

Surco milohioideo que va de la língula a la fosa mandibular.

Tuberosidad pterigoidea son crestas o rugosidades que dan inserción al pterigoideo medial y se observan en la cara medial del gonion o ángulo de la mandíbula.

BORDE SUPERIOR PRESENTA:

Proceso coronoideo es de forma triangular ubicado en la parte anterior aquí donde se inserta el tendón del músculo temporal abarcando la parte medial, borde anterior y posterior de dicho proceso.

Incisura de la mandíbula que da paso a vasos y nervios maseterinos.

Proceso condilar se encuentra dorsal a al incisura, este proceso se articula con la fosa mandibular del temporal por la parte más elevada del proceso que es la cabeza de la mandíbula cubierta por cartílago articular.

Cuello de la mandíbula es la continuación de la cabeza, en cuyo aspecto interno encontramos la fosa pterigoidea donde se inserta el pterigoideo lateral.

Borde anterior de la rama es afilado, se dirige hacia abajo y adelante.

Borde inferior es continuación de la base de la mandíbula.

Borde posterior está en relación con la glándula parótida y es ligeramente redondeado.



FIG. 19. Vista lateral de la mandíbula¹⁹

4.2 CONDUCTO MANDIBULAR

Tiene una convexidad ligeramente inferior dentro del cuerpo de la mandíbula, en el plano vertical. Nace en el orificio mandibular y desciende en la región del primer molar, por el borde inferior de la mandíbula.

Su trayecto es similar al de una “S” elongada. Desde el ángulo de la mandíbula (donde discurre en posición central) se dirige hacia el hueso compacto lingual (aproximadamente el 80% de su trayectoria) para regresar nuevamente al centro de la mandíbula entre el primer y segundo premolar.

El conducto mentoniano suele situarse más mesial de lo que cabría pensar por la posición del orificio mentoniano (el orificio se abre en dirección craneal y distal). Por ello se debe guardar distancia de seguridad (aproximada de 5 mm) siempre entre el orificio mentoniano y los implantes mesiales al mismo, que depende del grado de atrofia y del posible acortamiento del conducto mentoniano.

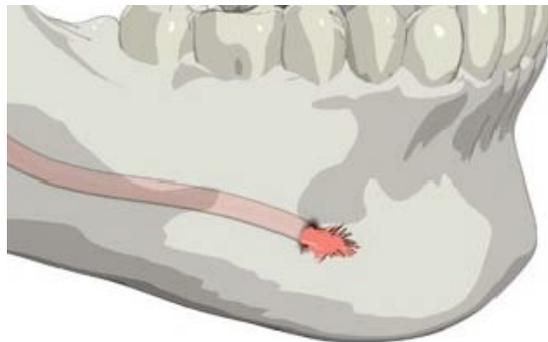


FIG. 20. Esquema de la salida del nervio mentoniano.

Esto es el canal mandibular comienza en el foramen mandibular localizado centralmente entre los márgenes anterior y posterior de la rama mandibular, 1cm por encima y 2 cm por detrás de la corona del tercer molar.

El canal mandibular se dirige oblicuamente hacia abajo a través del hueso medular de la rama mandibular y llega al cuerpo mandibular, situándose equidistante entre el hueso compacto lingual y vestibular. La distancia de la parte horizontal hasta el suelo del alveolo dentario es de 3-4 mm en la región del tercer molar y de unos 8 mm en la región del primer molar. A intervalos regulares, existen canaliculos alveolares de la mandíbula que discurren perpendicularmente desde el canal hasta el interior de los alveolos. Entre el

primero y segundo premolar, el canal se desvía bruscamente hacia el lado vestibular (canal mentoniano) y sale al exterior por el foramen mentoniano. Próxima a esta salida, en el centro del hueso medular, se desvía un canal curvo hacia el plano frontal-caudal. Este es el canal incisivo por donde discurren nervios y vasos para los diente caninos incisivos.⁸

4.3 INERVACIÓN

Las fibras aferentes sensitivas de los dientes mandibulares se introducen a través del nervio alveolar inferior en la tercera rama del trigémino, o nervio mandibular.

Dentro del canal mandibular, el nervio alveolar inferior transcurre por una vaina de periostio rígida, que va desde el foramen mandibular al mentoniano. Este recubrimiento de periostio envuelve también a la vena y arteria alveolar inferior así como a los vasos linfáticos. Esta vaina se ve penetrada por ramas nerviosas que transcurren libremente a través del hueso medular y originan las ramas dentales e interdentes. Distalmente al foramen mentoniano se ramifica en el nervio incisivo para dar las ramas incisivas y caninas, a partir del nervio alveolar inferior. Este nervio incisivo (o nervio incisivo inferior o nervio alveolar anteroinferior) cruza medial al nervio mentoniano y se dirige hacia delante por su propio canal óseo dentro del hueso medular, sin poseer vaina perióstica. El nervio incisivo como regla, cruza medial el nervio mentoniano.

El nervio mentoniano es la terminal del nervio alveolar inferior, y se separa a nivel de premolares inferiores.¹⁴

El nervio bucal posee un campo de inervación pequeño situado vestibularmente en la región del primer molar. El resto de la encía es inervado vestibularmente a partir de los nervios dentogingivales del nervio alveolar inferior, labialmente a partir del nervio alveolar anteroinferior (nervio incisivo), y lingualmente a partir del nervio lingual.

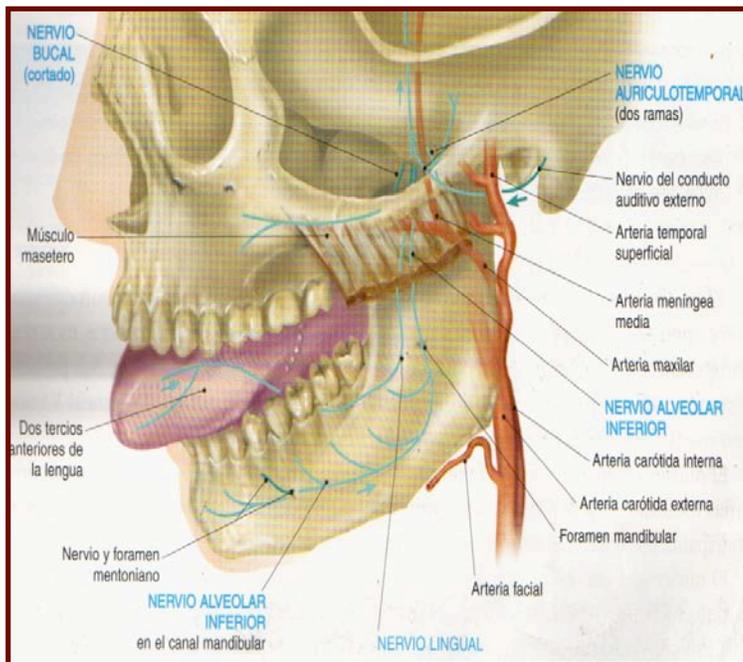


FIG. 21. Ramas del Nervio Alveolar Inferior.²⁶

4.4 VASCULARIZACIÓN

El vaso principal es la arteria alveolar inferior, que transcurre por el canal alveolar y llega a los dientes mandibulares a través de los ramos dentales. La arteria alveolar inferior forma un arco vascular exterior hasta la arteria facial a través de las arterias mentonianas y submentoniana.⁸

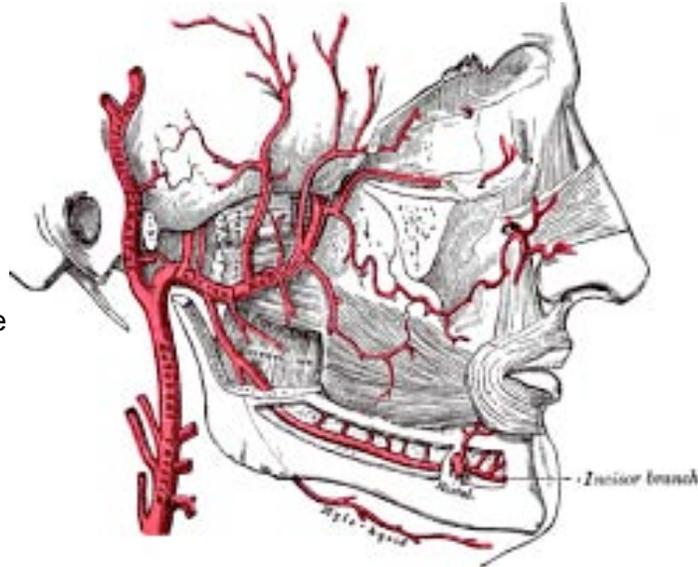


FIG. 22. Ramas de la arteria alveolar inferior.⁸

4.5 DRENAJE VENOSO

La sangre venosa de las pulpas dentales fluye a través de las venas alveolares inferior y superior hasta el plexo pterigoideo, que se extiende sobre la cara lateral del músculo pterigoideo medio. Este plexo venoso conduce la sangre a la vena retromandibular a través de las venas maxilares.⁸

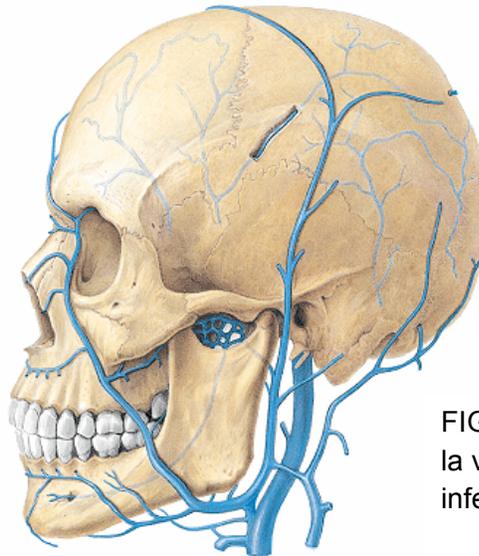


FIG. 23. Ramas de la vena alveolar inferior.⁸

CAPÍTULO V

EVOLUCIÓN DE LOS HUESOS MAXILARES DESPUÉS DEL EDENTULISMO

CAPÍTULO V

5. EVOLUCIÓN DE LOS HUESOS MAXILARES DESPUÉS DEL EDENTULISMO

Biológicamente la pérdida de órganos dentarios provoca en el hueso maxilar y en el mandibular la supresión de la función. Ello activa en los tejidos de sostén, una evolución en sentido atrófico, caracterizada por una resorción ósea que inicialmente adelgaza al proceso alveolar en sentido vestíbulo bucal y sucesivamente reduce la cresta residual en sentido corono-apical, hasta involucrar al hueso basal.

5.1 CONSECUENCIAS ANATÓMICAS DEL EDENTULISMO

Al perderse un órgano dentario se produce una disminución de las trabéculas y de la densidad ósea en la zona, con pérdida del ancho externo seguido de la altura del volumen óseo. El ancho del hueso disminuye un 25% durante los primeros años, post pérdida dental, y un total de 4 mm de altura durante este primer año posterior a las extracciones realizadas para colocar una prótesis inmediata.

Aunque la velocidad es menor, la pérdida de hueso a partir de la extracción de un diente continúa durante toda la vida. Las consecuencias de la pérdida ósea en pacientes totalmente desdentados son:

- Disminución del ancho del hueso de soporte.
- Disminución en la altura del hueso de soporte.

- Cresta milohiodea y oblicua interna prominentes, con ausencia de puntos dolorosos.
- Disminución progresiva de la superficie de mucosa queratinizada.
- Tuberosidades genianas superiores prominentes, puntos dolorosos y aumento del movimiento de las prótesis.
- Inserción muscular cerca de la cresta del reborde.
- Elevación de la prótesis ante la contracción de los músculos milohioideo y bucinador, que sirven como apoyo posterior.
- Movimiento hacia delante de la prótesis por inclinación.
- Adelgazamiento de la mucosa, con sensibilidad a la abrasión.
- Pérdida del hueso basal.
- Parestesia por dehiscencia del conducto neurovascular mandibular.
- Papel más activo de la lengua en la masticación.
- Influencia de la pérdida de hueso sobre el aspecto estético del tercio inferior de la cara.
- Aumento del riesgo de fractura del cuerpo de la mandíbula por la pérdida avanzada de hueso.
- Aumento del movimiento de la prótesis y de los puntos dolorosos durante su uso, originados por pérdida del reborde anterior y de la espina nasal.

5.1.1 ALTURA ÓSEA

Depende de la distancia entre la cresta maxilar y los límites anatómicos opuestos (cavidad maxilar-conducto mandibular, etc.). Se debe guardar una distancia de seguridad de 1-2 mm aproximada, con relación a estos puntos de referencia. La longitud mínima de los implantes cilíndricos o de tornillo (excepto zonas de hueso denso y compacto como área sinfisaria en mandíbula atrofiada severamente) es de 10 mm. Se insertarán implantes más largos para tener mayor superficie de contacto hueso-implante.

5.1.2 ANCHO ÓSEO

Se mide la altura de la cresta maxilar entre la pared ósea oral y vestibular. Los implantes de tornillo cilíndricos requieren un ancho aproximado de 5 mm y para implantes de lámina 2.5 mm (post anclaje quirúrgico debe quedar un tracto óseo marginal en cara oral y vestibular de 0.5 mm mínimo).

5.1.3 LONGITUD ÓSEA

Entre implantes simétricos insertados por rotación se guarda una distancia mínima de 7 mm, referida al punto medio. Si se mide con respecto al ecuador, la distancia mínima entre implantes debe ser de 3-4 mm aproximadamente, en función del diámetro de cada implante. La distancia mínima con relación a dientes vecinos debe ser de 1.25 mm.

5.1.4 RELACIÓN IMPLANTE-CORONA

La relación de longitud de la corona que y la longitud del implante intraóseo implica una relación con la carga funcional del implante sobre el hueso periimplantario. La relación debe ser igual o menor a 1.

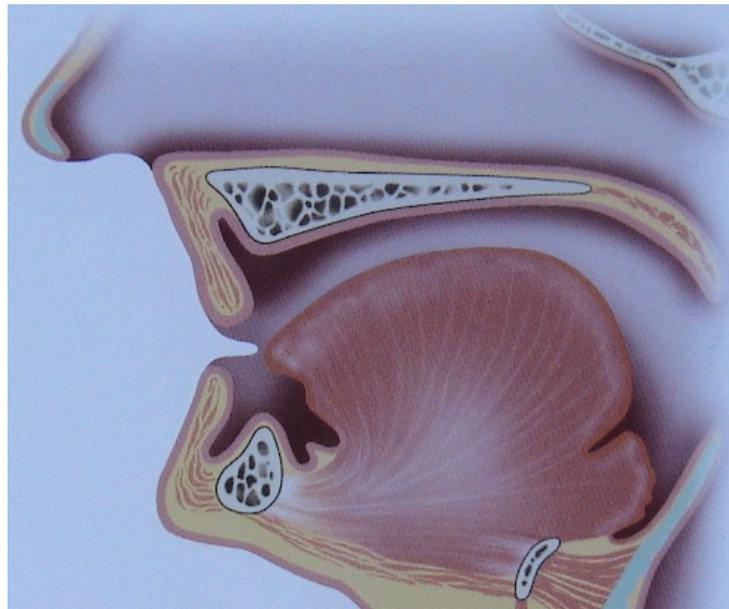


FIG. 24.
Consecuencias del
edentulismo.¹

CAPÍTULO VI

DISPONIBILIDAD CUANTITATIVA DE TEJIDO ÓSEO

CAPÍTULO VI

6. DISPONIBILIDAD CUANTITATIVA DE TEJIDO ÓSEO

6.1 CLASIFICACIÓN DE LA RESORCIÓN ÓSEA EN LA MANDÍBULA

(Cawood y Howell 1988)¹⁵

Clase I: Alvéolo con pieza dentaria.

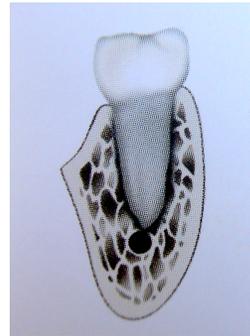


FIG. 25.
Clase I.¹⁵

Clase II: Alvéolo post-extracción.

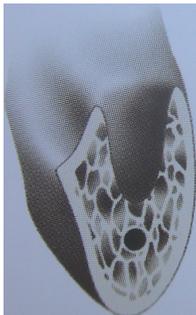


FIG. 26. Clase II.¹⁵

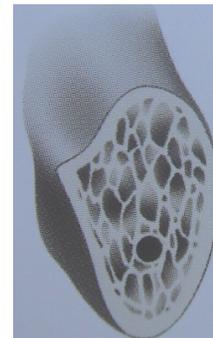


FIG. 27.
Clase
III.¹⁵

Clase III: Cresta alveolar post-extracción tardía.

Clase IV: Cresta filosa, caracterizada por una altura adecuada pero de espesor insuficiente.

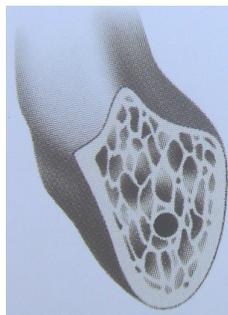


FIG. 28.
Clase
IV.¹⁵

Clase V: Cresta plana en altura y espesor.

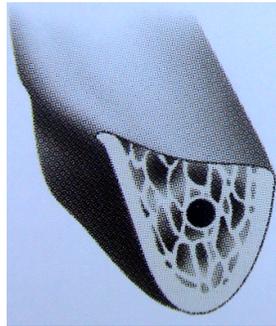


FIG. 29.
Clase
V.¹⁵

Clase VI: Cresta deprimida con reopción del hueso basal variable y no previsible.



FIG. 30.
Clase
VI.¹⁵

6.2 CLASIFICACIÓN DE LOS GRADOS DE REABSORCIÓN DEL MAXILAR DESDENTADO DE LEKHOL Y ZARB (1985):⁷

- A. Cresta alveolar casi completa.
- B. Reabsorción mínima de la cresta alveolar.
- C. Reabsorción avanzada de la cresta alveolar hasta el arco basal.
- D. Reabsorción incipiente del arco basal.
- E. Reabsorción extrema del arco basal.

6.3 CLASIFICACIÓN DE MISCH Y JUDY DE LOS MAXILARES CON DESDENTACIÓN COMPLETA (1990)⁷

Se divide en grupos de la A a la letra D:

GRUPO A

La disponibilidad ósea es adecuada tanto en maxilar superior como en mandíbula para la fijación de todos los modelos de implante intraóseo. En la mandíbula los implantes sólo se fijan en la región situada entre los orificios mentonianos, incluso cuando se dispone de condiciones iniciales favorables (pues con extensiones distales en voladizo, sobredentaduras).

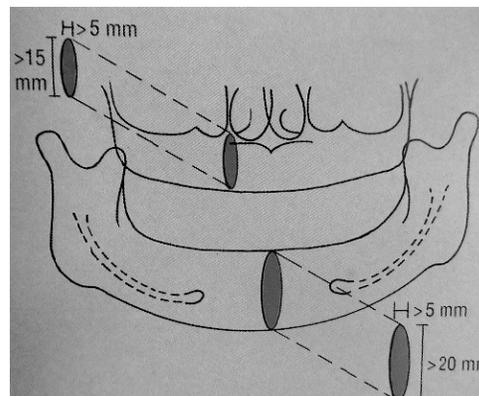
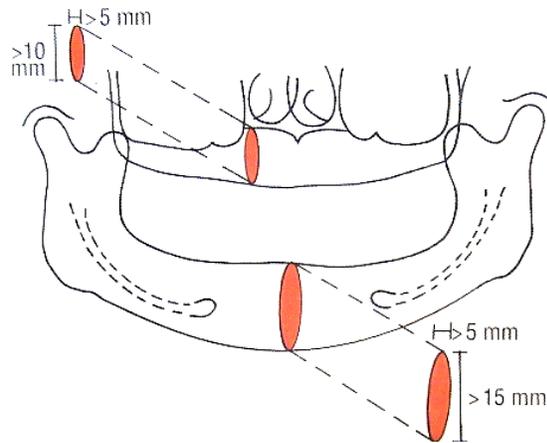


FIG. 31.
Características
del GRUPO A⁷

GRUPO B

Se pueden introducir modelos de implantes cilíndricos y de tornillo, de menores dimensiones, tanto en maxilar como en mandíbula. Pero el pronóstico puede ser menos favorable, dependiendo de la calidad ósea. El área de contacto entre implante y hueso se debe ampliar, aumentando el número de pilares, para mejorar el reparto de la carga.

FIG. 32.
Características
del GRUPO B⁷

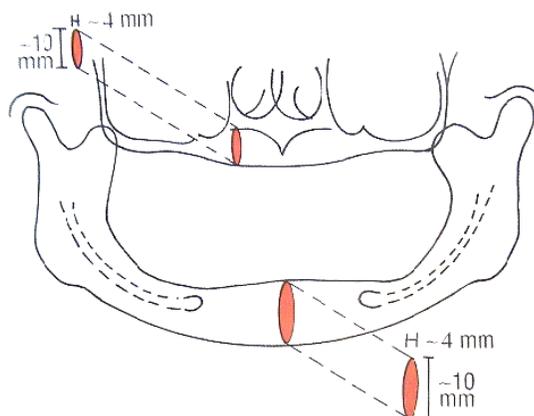


GRUPO C

La disponibilidad ósea en la región entre los orificios mentonianos de la mandíbula desdentada permite la colocación de implantes de tornillo o cilíndricos más cortos (en casos excepcionales: desplazamiento del nervio dentario inferior).

En el maxilar superior no resulta posible, con esta situación ósea, la implantación en ningún sistema intraóseo (en casos excepcionales: plastia de aumento, levantamiento de seno).

FIG. 33.
Características
del GRUPO C⁷



GRUPO D

Aquí las proporciones del hueso alveolar y de las estructuras basales se encuentran reabsorbidos.

Resulta imposible la colocación del implante intraóseo en la mandíbula o el maxilar superior. La colocación de prótesis implantosoportadas sólo puede realizarse combinándola con plastias de aumento del reborde alveolar.

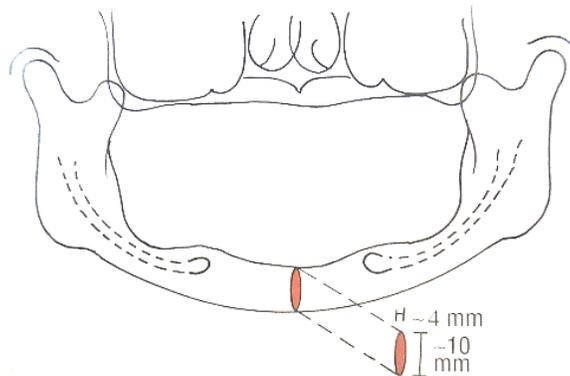


FIG. 34.
Características
del GRUPO D⁷

6.4 DISPONIBILIDAD CUALITATIVA DEL TEJIDO ÓSEO

6.4.1 CLASIFICACIÓN DE LA CALIDAD ÓSEA SEGÚN LEKHOLM Y ZARB (1985)⁷

Clase 1. El hueso maxilar se compone casi exclusivamente de hueso compacto homogéneo.

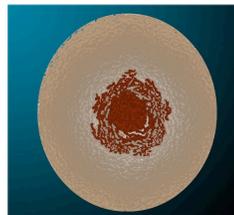


FIG. 35. Clase I⁷

Clase 2. El hueso compacto ancho rodea el hueso esponjoso denso.

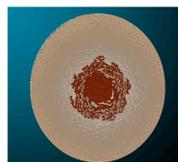


FIG. 36. Clase 2⁷

Clase 3. La cortical delgada rodea el hueso esponjoso denso.

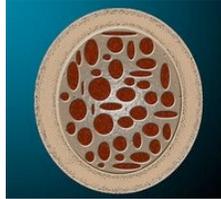


FIG. 37. Clase 3⁷

Clase 4. La cortical fina rodea el hueso esponjoso denso.



FIG. 38. Clase 4⁷

6.4.2 CLASIFICACIÓN DE MISCH DE LAS DISTINTAS CALIDADES DEL HUESO ALVEOLAR (1990). DENSIDAD ÓSEA⁹

D1. HUESO COMPACTO DENSO

UBICACIÓN:

Región mandibular anterior atrofiada y desdentada.

Densidad >1,250 Unidades Hounsfield.

VENTAJAS:

Buena estabilidad primaria de los implantes.

-Gran área de contacto entre implante y hueso.

-Posibilidades de colocar implantes cortos.

INCONVENIENTES:

-Reducida irrigación sanguínea (mayor tiempo de cicatrización).

-Generalmente escasa altura ósea (relación implante-corona).

-Dificultades para la preparación del lecho del implante (sobrecalentamiento).

D2. HUESO COMPACTO DENSO Y POROSO-ESPONJOSO CON TRABECULACIÓN DENSA

UBICACIÓN:

Región anterior y posterior de la mandíbula.

Región anterior del maxilar superior.

Densidad 850-1250 Unidades Hounsfield.

VENTAJAS:

-Buena estabilidad primaria.

-Buena tendencia a la cicatrización (irrigación sanguínea).

-Preparación sencilla del lecho del implante.

INCONVENIENTES:

-Ninguno.

D3. HUESO COMPACTO FINO Y POROSO- ESPONJOSO CON TRABECULACIÓN FINA

UBICACIÓN:

Región anterior y posterior del maxilar superior.

Región posterior de la mandíbula.

Osteoplastia de D2.

Densidad 350-850 Unidades Hounsfield.

VENTAJAS:

-Buena irrigación sanguínea.

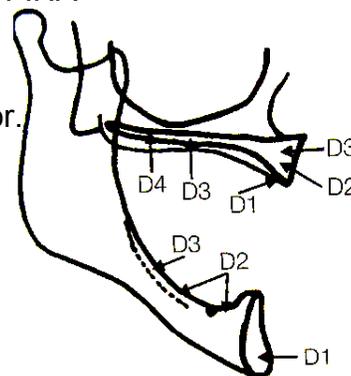


FIG. 39. Diagrama de ubicación sobre densidades óseas. ⁹

INCONVENIENTE:

- Dificultades para la preparación del lecho del implante (ensanchamiento del orificio taladrado).
- Necesidad de aprovechar al máximo la disponibilidad ósea.
- Disminución del área de contacto entre implante y hueso (mayor número de implantes).

D4. HUESO ESPONJOSO CON TRABECULACIÓN

UBICACIÓN:

Área de la tuberosidad fina.

Osteoplastia de D3.

Densidad 150-350 Unidades Hounsfield.

VENTAJAS:

- Ninguna.

INCONVENIENTES:

- Dificultad para la preparación del lecho del implante (estabilidad primaria).
- Necesidad de aprovechar al máximo la disponibilidad ósea.
- Disminución del área de contacto entre implante y hueso (mayor número de implantes).

6.4.3 CLASIFICACIÓN DE GRADO DE REABSORCIÓN DEL ARCO EDÉNTULO LENKHOLM Y ZARB²⁷

- A. Pequeña o ninguna reabsorción del reborde óseo.



FIG. 40. GRADO
A²⁷

- B. Reabsorción moderada del reborde óseo



FIG. 41. GRADO
B²⁷

- C. Reabsorción avanzada del reborde residual, respetando apenas el hueso basal.



FIG. 42. GRADO
C²⁷

- D. Reabsorción incipiente del hueso basal.



FIG. 43. GRADO
D²⁷

- E. Reabsorción avanzada del hueso basal.



FIG. 44. GRADO
E²⁷

CAPÍTULO VII

MÉTODOS DE DIAGNÓSTICO

CAPÍTULO VII

7. MÉTODOS DE DIAGNÓSTICO

UTILIDAD Y LIMITACIONES DE LOS DIFERENTES PROCEDIMIENTOS DE DIAGNÓSTICO		
PROCEDIMIENTO	DATOS ÚTILES	LIMITACIÓN
Ortopantomografía	Ubicación aproximada de estructuras anatómicas Calidad y cantidad aproximada de estructuras óseas	Inexactitud en distancia mesio-distal Relación intermaxilar inexacta Pobre resolución No aporta datos sobre línea de sonrisa de mucosa queratinizada
Radiografía Dentoalveolar	Poca distorsión Buena resolución	No se visualizan estructuras anatómicas de interés Gran distorsión en caso de atrofia que impida la correcta colocación No aporta datos sobre línea de sonrisa ni de mucosa queratinizada
THC	Dimensiones vestibulo-lingual Muy poca distorsión	Se puede perder la referencia anteroposterior (la ubicación mesio-distal) No se dispone de una relación intermaxilar a menos que la tomografía incluya los dientes del encerado (pintados con bario) No aporta datos sobre línea de sonrisa ni de mucosa queratinizada.

<p>Modelos de estudio articulados con encerado</p>	<p>Distancia intermaxilar confiable</p> <p>Tipo de oclusión</p> <p>Dimensiones anteroposteriores confiables</p> <p>Atrofia que afecte estética</p>	<p>Dimensiones óseas inexactas</p> <p>No aporta datos sobre línea de sonrisa ni datos confiables de mucosa queratinizada</p>
<p>Examen bucal</p>	<p>Condiciones de mucosa</p> <p>Línea de sonrisa</p> <p>Apertura bucal</p> <p>Distancia intermaxilar confiable</p> <p>Tipo de oclusión</p> <p>Dimensiones anteroposteriores confiables</p> <p>Atrofias en los tejidos</p>	<p>No se dispone de tiempo de escritorio para el análisis minucioso</p> <p>No se puede discutir el caso en interdisciplina</p> <p>No se conocen las expectativas del paciente ni el estado general</p> <p>Dimensiones óseas inexactas.</p>

Fuente de información: Spiekermann H., Jovanovics D. y Richter J. *Atlas de Implantología*. Masson Barcelona España. 2001

CAPÍTULO VIII

CARGA INMEDIATA DEL IMPLANTE

CAPÍTULO VIII

8. CARGA INMEDIATA DEL IMPLANTE

8.1 DEFINICIÓN

La carga inmediata se define como la colocación de la prótesis en el mismo momento del implante, ya sea que este fuera de o en oclusión. Evidentemente estos implantes no están osteointegrados según el concepto tradicional, pero si reúnen una serie de condiciones. Se basa en el concepto de la repartición de las cargas masticatorias sobre los implantes que han adquirido una estabilidad primaria ideal.⁹

Los factores a tomar en cuenta para aplicar esta alternativa son:

8.1.1 ESTABILIDAD PRIMARIA DEL IMPLANTE

La calidad y cantidad de hueso, la técnica atraumática de los lechos implantarios, influirán positivamente en la estabilidad del implante. Este debe ser insertado con un torque entre 35 y 50 Ncm.

8.1.2 CARGAS ADECUADAS

Se deben contemplar y reducir factores potenciales de carga negativos como catilevers, contactos oclusales laterales, maloclusiones o hábitos parafuncionales. En algunos casos los contactos oclusales se reducen u oviarse por 2 o 3 meses. La orientación del eje de los implantes respecto a la superficie masticatoria de los dientes antagonistas es importante al momento de la transmisión de fuerzas de carga a estas superficies.

8.1.3 LAS SUPERFICIES DE LOS IMPLANTES

La aplicación o tratamiento en la superficies implantarias promueven la estabilidad del implante durante su osteointegración.

8.1.4 CRITERIOS DE INCLUSIÓN/EXCLUSIÓN DE LOS PACIENTES PARA LA CARGA INMEDIATA DE LOS IMPLANTES

1. Paciente saludable y colaborador que tenga una buena higiene oral.
2. Buen estado gingival, periodontal y periapical de los dientes adyacentes.
3. Normoclusión.
4. Ausencia de patología apical en la zona del lecho del implante.
5. Espacio intermaxilar suficiente para colocar el implante, el pilar y la restauración.
6. Hueso de volumen y densidad adecuados (hueso tipo I y II).
7. Ausencia de hábitos parafuncionales (bruxismo).

8.1.5 PROTOCOLO DE MANEJO INMEDIATO

VENTAJAS:

- Reducción de costo y simplificación del tratamiento.
- Reducción del tiempo de tratamiento.

DESVENTAJAS

- Falta de datos clínicos.

INDICACIONES

- Hueso tipo I y II.
- Sínfisis Mandibular.

CONTRAINDICACIONES GENERALES

- Pacientes con pobre control de placa.
- Pacientes con riesgo de infecciones locales.

CONTRAINDICACIONES LOCALES

- Implantes cortos (menores a 10 mm).
- Hueso tipo II y IV.
- Situaciones donde no se obtenga una estabilidad primaria adecuada.
- Hábitos parafuncionales.

8.1.6 EVIDENCIAS CIENTÍFICAS DE LA CARGA INMEDIATA

Existe controversia acerca de el tiempo durante el cual se debe evitar la carga durante un periodo de 3 a 6 meses y la estabilidad primaria de los implantes dentales, todo ello con relación a la osteointegración exitosa.

Se ha incrementado el número de publicaciones y estudios de carga precoz e inmediata que presentan en conclusión un elevado índice de supervivencia

de los implantes. Pero aún así los trabajos hechos tienen algunos detalles en los estudios que hacen pensar aún así de su eficacia.

El mantener un periodo de espera antes de cargar un implante era una postura “prudente y defensiva” calificada así por Henry y Rosenberg en 1994 como “reserva terapéutica”. Está pues justificado preguntarse si este periodo de cicatrización es un prerrequisito absoluto para obtener la osteointegración, o si bajo ciertas circunstancias este periodo puede disminuirse sin poner el peligro la osteointegración del implante y su correcto funcionamiento a largo plazo.

La reunión de Consenso sobre Carga inmediata fue celebrada en Barcelona en el 2002, se adoptó la acepción de “inmediata” a aquella que se realiza en un plazo no superior a las 24 horas, pero por motivos prácticos y para unificar y simplificar terminología, se recogen entonces las resoluciones de la última reunión del consenso celebrado en Suiza en 2003 y definirla como:³

1. **RESTAURACIÓN INMEDIATA:** Resultaría aquella restauración colocada dentro de las primeras 48 horas tras la colocación del implante, pero sin que tenga contacto con la dentición antagonista.
2. **CARGA INMEDIATA:** La restauración que se coloca dentro de las primeras 48 horas pero en oclusión con la arcada antagonista.
3. **CARGA CONVENCIONAL:** La prótesis se coloca tras un periodo de cicatrización de 3 a 6 meses.
4. **CARGA TEMPRANA:** La restauración se coloca entre las 48 horas y los tres meses, en contacto con la arcada antagonista.
5. **CARGA DIFERIDA:** Aquella que se retarda en relación a los periodos de carga convencional.

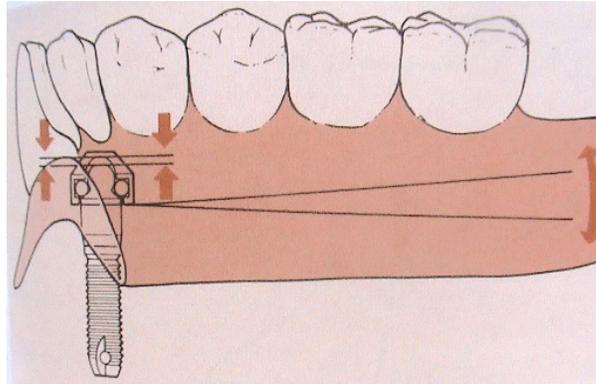
8.1.7 CARGA INMEDIATA EN SOBREDENTADURAS MANDIBULARES

En 1979 y 1983, Lederman fue el primero en intentar realizar una valoración de las prestaciones de sobredentaduras en mandíbula, realizadas con carga inmediata de los implantes pero, fue hasta 1997 cuando se publicaron resultados sobre una muestra amplia y criterios bien definidos de evaluación. En el estudio Chiapasco y cols., incluyeron 226 pacientes de cuatro centros de evaluación en un estudio retrospectivo, siendo la calidad ósea en todos ellos de 1 a 3 de clasificación Lekholm y Zarb. Se colocaron 904 implantes de al menos 3.5 mm de diámetro y 10 mm de longitud entre los forámenes mentonianos, y se interconectaron con una barra y cargaron antes de los dos días. De todos los implantes, 776 se siguieron durante un periodo de 2 a 13 años (media de 6.4 años). La supervivencia de los implantes según criterios de Albrektsson fue del 96.9% mientras que la supervivencia de las prótesis fue del 98.5%. No se encontraron diferencias significativas entre los diferentes centros ni entre los diferentes tipos de implantes.

De manera resumida se concluye que la carga inmediata de un mínimo de cuatro implantes cargados con una barra, colocados entre forámenes mentonianos y cargados con una sobredentadura, parece no poner en peligro la supervivencia a largo plazo y los criterios de éxito de los implantes, siendo comparables a los obtenidos con los procedimientos de carga convencionales.

La buena calidad ósea y la estabilidad primaria parecen ser factores importantes para el pronóstico de éxito.

FIG. 45.
Movimientos en
sobredentaduras
mandibulares¹



8.1.8 CARGA TEMPRANA EN SOBREDENTADURAS MANDIBULARES

En 2001, Payne y cols., realizaron un estudio prospectivo sobre carga temprana en cuatro pacientes que recibieron 4 implantes interforaminales mandibulares, que se cargaron 2 semanas tras la colocación. Posterior a un seguimiento de un año el índice de supervivencia fue del 100%.

Al año siguiente los mismos investigadores compararon los índices de éxito de sobredentaduras sobre dos implantes no ferulizados cargados temprana y convencionalmente. Dividieron a 24 pacientes en 2 grupos: uno de ellos recibía la carga a las 12 semanas (grupo control), mientras el otro la recibía a las seis semanas (grupo test). Todos los implantes eran de la menea 10 mm y la calidad ósea de 1, 2 o 3 Lekholm y Zarb. Se valoró la estabilidad inicial (con Periostest y Análisis de Frecuencia de la Resonancia), y la reabsorción ósea periimplantaria. Tras un seguimiento medio de dos años, ningún implante hubo de ser retirado en el grupo test y la reabsorción ósea en todos los casos estaba dentro de los límites descritos por Albrektsson.

Resumiendo los factores que influyen en la predictibilidad de la carga inmediata con prótesis fija mandibular, podemos apuntar que la calidad ósea y, la estabilidad primaria juegan un papel decisivo en el éxito a largo plazo de esta modalidad terapéutica. Parecen ser necesarios un mínimo de 4 implantes en la zona anterior mandibular para soportar una prótesis fija.

8.2 HISTODINAMIA DE LA CARGA INMEDIATA. BIOMECÁNICA

Se sabe que el éxito de una rehabilitación protésica sobre implantes se establece dentro de unas coordenadas que se sustentan sobre dos pilares fundamentales:

1. La consecución de una adecuada estabilidad primaria en el momento quirúrgico.
2. Las condiciones de carga que la rehabilitación va a soportar, que deben encontrarse dentro de los rangos apropiados.

Pero existen otros factores involucrados en la correcta interpretación de estos dos postulados que en absoluto se consideran axiomáticos: La técnica quirúrgica en la preparación de los lechos, las maniobras de inserción de las fijaciones, la longitud, geometría de contorno y diseño del implante, la calidad y cantidad ósea, el número de fijaciones utilizadas como pilar, el diseño de las prótesis y sus patrones oclusales e incluso todos los factores, en ocasiones inalcanzables para el clínico, que dependen de los hábitos del paciente.

Se ha mencionado que al momento de instauración de la fase inicial de la osteointegración, existe un equilibrio entre neoformación y reabsorción. En la fase de mantenimiento el remodelado seguirá adaptándose funcionalmente en base a las leyes de Wolff.

Este científico alemán en 1892 mencionó que “Todo cambio en la forma y función del hueso, o de su función únicamente, va seguido de ciertos cambios definidos en la arquitectura interna, de acuerdo con las leyes matemáticas” en resumen “La forma se adapta a la función”

8.3 MECANOSTATO. CONCEPTO DE MICRODEFORMACIÓN ($m\Sigma$)

La teoría del “Mecanostato” habla de las distintas presiones ejercidas sobre el tejido óseo provocando una deformación elástica del mismo, que se transmitiría a la serie osteocítica que actuara como mecanismo propioceptivo. El osteocito induce al osteoblasto que libera mediadores químicos que con la activación de monocitos y osteoclastos, ejercen efecto sobre tejido osteoide, sobre el cual sustenta la remodelación ósea final.

Una “Unidad multicelular ósea” (BMU), se compone de osteoclastos, osteoblastos y osteocitos necesarios para adaptarse a las necesidades biomecánicas. Se forman 3-4 millones de BMU al año y 1 millón trabajando en cada momento. Son estimuladas por el mecanostato o por estímulos hormonales (paratohormona). La actividad de BMU es de 6-9 meses por lo cual esta en frecuente recambio.

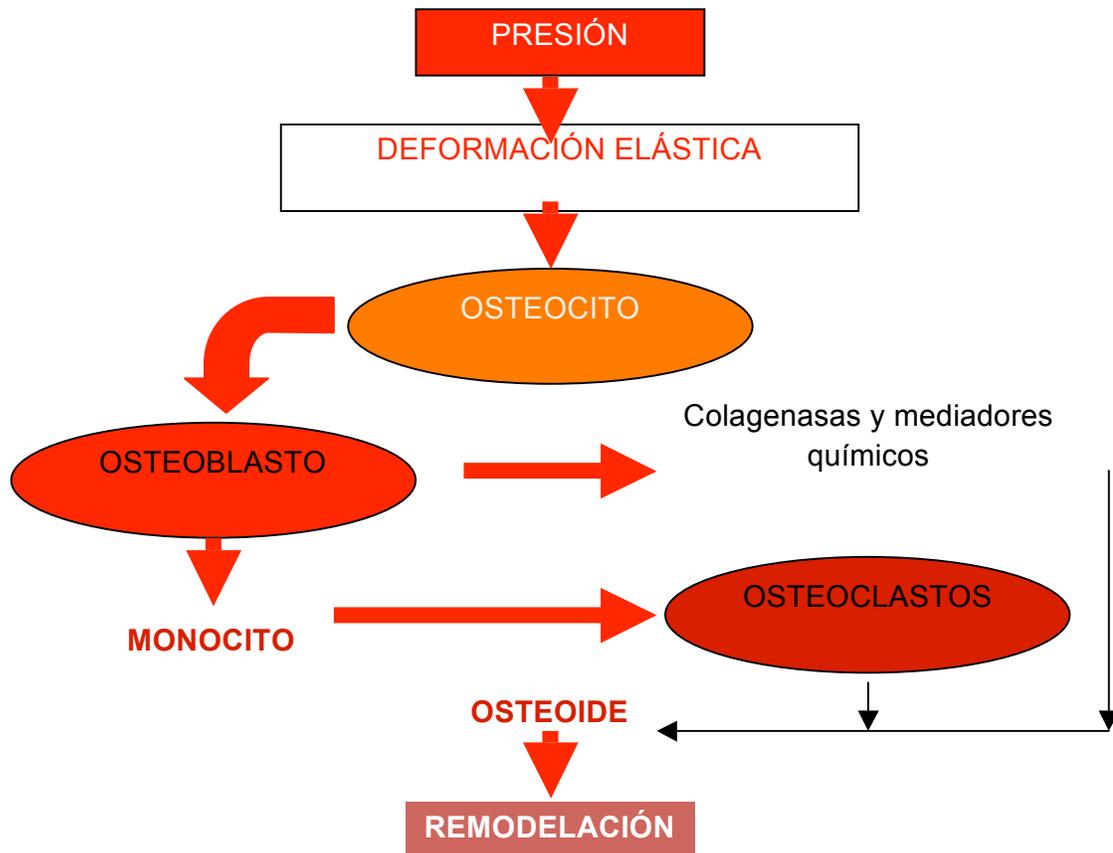


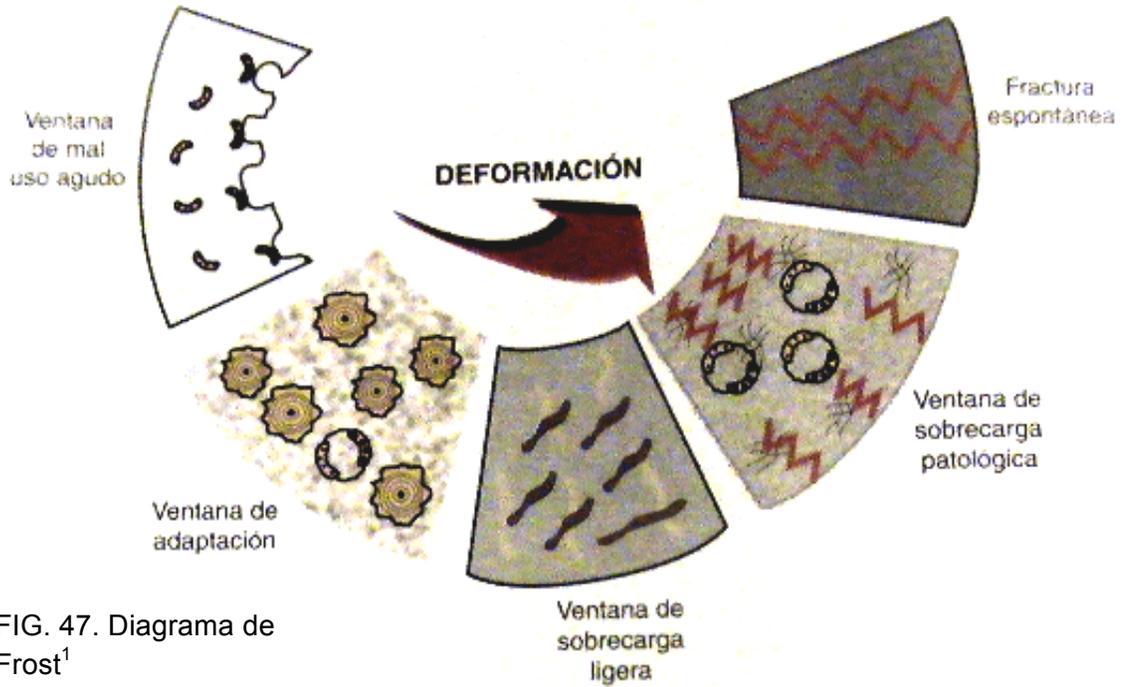
FIG. 46. Fundamentos del Mecanostato³

La deformabilidad estándar es aproximadamente de 0.2%, esta mide el cambio porcentual de la estructura y su deformación frente a estímulos usuales máximos y es un punto de referencia de la deformación ósea en relación a la longitud del hueso. Hasta dicha cifra es producida deformación elástica tolerada, sobrepasándola la deformación es plástica, provocando microfracturas e imposibilidad de regresar al estado inicial. Dicho sistema trabaja manteniendo la “fragilidad” (indeformabilidad) de la estructura ósea dentro de los límites óptimos y por tanto resistencia a fractura. Esto es: La fragilidad de cada región ósea es proporcional a al deformabilidad de su estructura.

Las cargas tolerables hacen que el osteocito envíe una señal inhibitoria a las células de revestimiento inductoras de la remodelación, mientras la sobrecarga provoca una supresión de la señal inhibitoria desencadenando la fase remodelatoria.

De acuerdo a la cantidad de deformación provocada por las distintas cargas ejercidas sobre el hueso, Frost en 1988 clasifica las situaciones clínicas posibles en:

1. Deformación de 0 a 50 $\mu\Sigma$: ZONA DE INACTIVIDAD: Produce atrofia, por falta de estimulación e inmovilidad. El hueso neoformado y reabsorbido tiene un valor negativo así predomina la reabsorción.
2. Deformación de 50 a 150 $\mu\Sigma$: ZONA DE ADAPTACIÓN: el hueso laminar sustituye al primario, en esta situación es ideal la obtención de resultados positivos en la terapia con implantes.
3. Deformación de 150 a 3000 $\mu\Sigma$: ZONA DE SOBRECARGA LIGERA: Hay hueso reticulado de reparación por fracturas y fatiga. Aquí aumenta el volumen para tratar de reducir las fuerzas por unidad de superficie, pero el hueso formado es primario, menos mineralizado, organizado y más débil que el laminar. Es frecuente en implantes que soportan cargas excesivas.
4. Deformación mayor de 3,000 $\mu\Sigma$: ZONA DE SOBRECARGA PATOLÓGICA. El proceso anterior es enfatizado, existen microfracturas y aumento de la reabsorción total. Aquí existe fractura por fatiga y reabsorción.
5. Deformación entre 10,000 y 20,000 $\mu\Sigma$: ZONA DE FRACTURA ESPONTÁNEA. La deformación es del 1% al 2%.



8.4 CARGA INMEDIATA Y MICROMOVIMIENTO

Micromovimiento es la variable que resulta del desplazamiento relativo entre la superficie del hueso y la del implante.

Las fuerzas que son encontradas son: Tracción, Compresión y Tangenciales. Las tres poseen distintos grados de tolerancia (resistencia a las fuerzas) por parte de los huesos. Resumiendo que la menor resistencia se da ante fuerzas tangenciales (cizallamiento), mientras que la mayor resistencia se da ante fuerzas de compresión.

El micromovimiento altera la correcta organización del coágulo y la adherencia inicial de las proteínas y células a la superficie del implante, impidiendo así que preosteoblastos sean diferenciados en células óseas y así organizarse la red vascular que los osteoblastos van a utilizar como

andamiaje para formar hueso. Hay una variación entre el módulo de elasticidad del implante y el titanio, por tanto la osteointegración se hace en presencia de micromovimiento. Se habla que el hueso cortical es 5 veces más flexible que el titanio y cuanto más próximo sea el módulo de elasticidad de la fijación al de los tejidos periimplantarios, la posibilidad de que exista un movimiento relativo entre ambos será menor. Si esta situación no se produce, el organismo induce el crecimiento de tejido fibroso para nivelar la diferencia entre ambos.

El umbral de micromovimiento no es exacto pero se promedia en 100 micras. Este varía en base al diseño del implante, dirección de fuerzas y las condiciones de hueso y técnica quirúrgica.

8.5 ESCALA DE MOVILIDAD CLÍNICA DE LOS IMPLANTES

- 0 Ausencia de movilidad clínica con 500 g en ninguna de las direcciones.
- 1 Ligero movimiento horizontal detectable.
- 2 Movilidad horizontal moderada visible, de hasta 0.5 mm.
- 3 Movimiento horizontal importante, de más de 0.5 mm.
- 4 Movimiento horizontal visible, de moderado a importante, cualquier movimiento vertical visible.

8.6 CONCEPTOS BIOMECÁNICOS EN IMPLANTOLOGÍA

Las tensiones son un factor importante para favorecer la osteointegración y su mantenimiento. En la zona crestal se concentran el 40% aproximado de las tensiones transmitidas por la prótesis.

La pérdida ósea crestal y baja densidad son ligados al fracaso temprano del implante. La pérdida ósea es en promedio de 1.2 mm desde la primer espiral del implante. Pero la medición resulta ficticia en cuanto la primera rosca se incrusta 1.8 mm bajo el nivel óseo inicial, resultando una pérdida real cercana a los 3 mm. Las causas que provocan esta pérdida ósea circunferencial según Misch son:

- 1) Alteraciones vasculares de la zona por despegamiento perióstico: Existe una disminución del aporte sanguíneo sobre la cortical, existen alteraciones celulares osteoblásticas en el área quirúrgica.
- 2) Trauma óseo por la preparación del lecho: se presenta una zona de 1 mm de hueso necrótico alrededor del implante tras la osteotomía. Al aumentar la temperatura causa la pérdida.
- 3) Teoría Bacteriana: Las bacterias provocan una respuesta auto inmune en el huésped. Se basa en la evidencia de pérdida ósea en dientes naturales, que se acompañan de una colonización bacteriana, agravada y no por trauma oclusal.
- 4) Recuperación del ancho biológico: La conexión implante-pilar marca el nivel basal bajo el cual el organismo necesita recuperar el espacio necesario para la inserción de tejido conectivo, a pesar de la distinta distribución de los grupos fibrilares que se insertan sobre un implante o sobre un diente natural.
- 5) Deformación mecánica y factores tensionales: El módulo de elasticidad de un cuerpo resulta de la relación entre las fuerzas

aplicadas y su capacidad de deformación ante las mismas. El hueso presenta un módulo de elasticidad de 3×10^6 psi, mientras el titanio es de 14×10^6 psi (de 5 a 6 veces superior).

8.7 VARIABLES FÍSICAS

La deformación es una variable física resultante del cociente entre la longitud final e inicial de cualquier sistema.

La tensión es la resultante de la fuerza ejercida sobre un punto dividida entre la superficie sobre la cual que se aplica. Cuanto mayor sea la tensión ejercida, mayor será la deformación y consecuentemente se incrementa el modelado y remodelado óseo.

Entonces la manera de disminuir tensiones es aumentando la superficie de apoyo del implante o disminuyendo la magnitud, duración, tipo, dirección o factores amplificadores de la fuerza.

La densidad es otro factor a tomar en cuenta, el aumento de la densidad ósea, incrementa el contacto entre hueso e implante, además aumenta la resistencia mecánica.

Los factores de riesgo “tensional” pueden ser bruxismo, extensiones libres de prótesis que tienen comportamiento de amplificadores de fuerza, elevación de la altura de las coronas protésicas y la dirección de la carga a la que son sometidas. Por cada milímetro que aumente la altura de la corona hay incremento del 200% de tensiones que recibe. La pérdida ósea por reabsorción indica un aumento de la altura teórica de la corona presente. Si el volumen óseo es escaso, son requeridos mayor número de implantes, contrarrestando así cifras más elevadas de las alturas coronales. Pero tal

como en los dientes naturales la proporción corona raíz es crítica, por el eje de rotación en los 2/3 apicales de la raíz, en los implantes la cresta es la que soporta la mayor parte de las fuerzas. Por tanto un implante más largo no contrarresta la presencia de una corona más larga.

La posición del implante en la arcada ayuda en la disipación de tensiones.

La ausencia de propiocepción en prótesis implantosoportadas, sobre las que se descarga una fuerza de mordida es 4 veces superior a la ejercida sobre dientes naturales.

8.8 OBTENCIÓN DE MENOR “SUFRIMIENTO TENCIONAL” DE ESTRUCTURAS SOPORTADAS POR IMPLANTES.

1. Aumento del número de implantes: Es aconsejable un mínimo de 5 implantes y un máximo de doce (de ocho a doce en el maxila superior y de 5 a nueve en mandíbula).
2. De ser posible ferulizar siempre las fijaciones. Uso de cementos rígidos (tipo ionómero o carboxilato)
3. Colocación tripódica de los implantes. Se intenta colocar al menos un implante en la zonas críticas (zonas caninas y molares). Si la densidad del hueso es baja se aconseja el anclaje bicortical.
4. La longitud de un implante no influye decisivamente sobre un buen rendimiento del mismo. Pero es útil en la estabilidad primaria, incremento de la superficie de interfase e incremento de resistencia a torsión.
5. El ancho del implante. Se reporta que la capacidad de soportar fuerzas sobre rehabilitaciones protéticas. Se menciona que la anchura del implantes es más importante que la distribución tripódica. Así como en dientes naturales las raíces de dientes

posteriores son más anchas que las de dientes anteriores. Así debemos intentar la colocación de diámetros elevados siempre que sea factible. El ajuste del tornillo final de prótesis es mejor y se afloja menos en implantes que presentan mayor plataforma, que suelen ser los de un diámetro mayor. Cuanto mayor sea la altura del mecanismo antirrotatorio existirá menor posibilidad de aflojamiento.

- 6) Diseño del implante: Un implante de superficie lisa presenta menor superficie para la interfase que uno roscado. Un implante que posee mayor número de roscas, tendrá incrementada la superficie total. Una mayor profundidad en la rosca se traducirá en un aumento del área dispuesta para la osteointegración. A menor profundidad de la rosca y menor número de roscas facilita la colocación del implante, aunque disminuye la superficie funcional. El hueso soporta mejor fuerzas de compresión que transversales, así evita la forma en “V “ dentro de la geometría de las roscas, pues sería más favorable para la disipación de ese tipo de fuerzas. Los diseños cónicos no aportan alguna ventaja biomecánica, lo cual los reserva a condiciones anatómicas especiales (dentario, seno maxilar), o la proximidad de raíces de dientes adyacentes, de ser indicado.

La excesiva elasticidad acompañada por una escasa resistencia podía provocar micro-fracturas de la estructura con el pasar del tiempo.

Las tensiones incrementadas alteran la tasa de remodelación ósea, transformando hueso laminar en hueso reticulado, más débil y flexible, aumentando así las diferencias entre los módulos de elasticidad hueso-titanio, y la interfase puede sufrir micro-fracturas bajo la carga protésica.

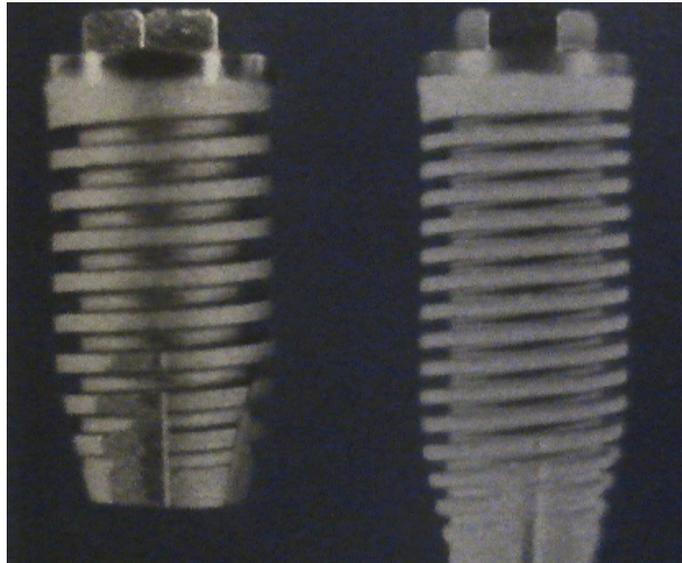


FIG. 48. Muestra de la cantidad de vueltas en el cuerpo de los implantes, así como diferencias en el ancho.¹



CAPÍTULO IX

SOBREDENTADURAS

CAPÍTULO IX

9. SOBREDENTADURAS

Las sobredentaduras son prótesis completas removibles con mecanismos adicionales de retención en raíces de dientes remanentes o en implantes, para mejorar su función.¹⁵

9.1 SOBREDENTADURAS INFERIORES

Para ello se pueden seleccionar dos tipos de sistemas de retención básicos:

-Sistemas barra-clip, en los que los implantes se encuentran ferulizados por una estructura cuyo diseño permitirá la colocación de los mecanismos de retención.

-Ataches individuales, como dispositivos O-Ring o imanes.



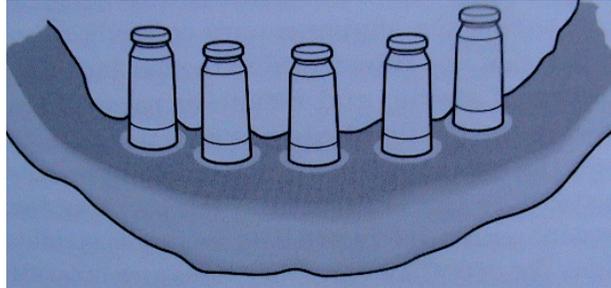
FIG. 49. Fotografía de una sobredentadura mandibular²⁸

9.2 SELECCIÓN DE LA LOCALIZACIÓN PARA EL IMPLANTE MANDIBULAR

La retención y estabilidad anteriores para una sobredentadura ofrecen varias ventajas. La mayor altura de hueso disponible se encuentra en la parte anterior de la mandíbula, entre los agujeros mentonianos.

El hueso disponible en la parte anterior de la mandíbula se divide en 5 columnas de hueso iguales, que sirven como localizaciones potenciales para implantes.

FIG. 50. Sitios de colocación de implantes en mandíbulas edéntulas¹



Estas 5 columnas se nombran A, B, C, D y E, comenzando por el lado derecho del paciente. Independientemente de las opciones de tratamiento a realizar, se traza la posición de los cinco implantes en el momento de hacer el plan de tratamiento y la cirugía. Así el paciente tiene la opción de obtener soporte adicional de implantes en un futuro.

Opciones terapéuticas para las sobredentaduras inferiores sobre implantes.			
	Opción	Descripción	Prótesis removible tipo 5
B D	SD-1 (prótesis ideal)	Implantes en posiciones B y D, independientes entre sí	Forma del reborde anterior y posterior ideales. El coste es un factor fundamental. Retención sólo MP-6
B-D	SD-2	Implantes en posiciones B y D, unidos rígidamente con una barra	Forma del reborde posterior ideal. Prótesis ideal. El coste es un factor fundamental. Retención y estabilidad menor, de MP-3 y MP-6
A-C-E	SD-3 A	Implantes en posición A, C y E, unidos rígidamente con una barra si la forma del reborde posterior es buena.	Forma del reborde posterior ideal. Prótesis ideal. Retención y estabilidad moderada, de MP-2 a MP-6 (silla de dos patas)
B-C-D	SD-3 B	Implantes en posiciones B, C y D, unidos mediante una	Volumen ósea anterior, división C-al. Forma del

		barra rígida cuando la forma del reborde posterior es mala	reborde posterior mala. Retención y estabilidad menor, de MP-3 a MP-6
-A-B-D-E-	SD-4	Implantes en posiciones A, B, D y E, unidos rígidamente con una barra con extensiones distales en voladizo de unos 10 mm	El paciente quiere más retención, más estabilidad y soporte. MP-2 y MP-6 (silla de tres patas)
-A-B-C-D-E-	SD-5	Implantes en posiciones A, B, C, D y E, unidos rígidamente con una barra con extensiones distales de unos 15 mm	El paciente tiene demandas o deseos elevados. Retención, estabilidad y soporte MP-0 (silla de cuatro patas)

SD, Opción para sobredentaduras; MP, tipo de movimiento de la prótesis; C-al, división C con menor altura del hueso.

Fuente de información: Misch C. *PRÓTESIS DENTAL SOBRE IMPLANTES*.

Edit. Elsevier Mosby. Madrid España. 2006

CAPÍTULO X

SISTEMA O-RING

CAPÍTULO X

10. SISTEMA O-RING

Las casas comerciales ofrecen distintos tipos de sistemas basados en ataches bola, de los cuales se destacan: Ataché de bola Nobelpharma, Ataché de bola Core-Vente, Sistema Clix, Sistema Rhein-83, Dal-ro y Sistema O-Ring.

10.1 DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA

El sistema O-Ring posee dos variantes, esto es que basado en el mismo principio del uso de una zona macho y una zona hembra (empleo de Donuts), se ocupan diferentes tipos de implantes; en uno se colocan implantes transicionales de fibrointegración (son torres implantarias de un solo cuerpo, de diámetros reducidos aproximados de 2 mm de diámetro y 10 mm o más de longitud) son muy utilizados en ortodoncia como medios de anclaje, o también aplicados para prostodoncias provisionales para permitir la fijación de la prótesis durante el tiempo de osteointegración de los implantes definitivos.¹⁷

Las diferencias entre una variante y otra es la forma en que se fijan al tejido óseo, el tamaño y la técnica de colocación. Sin embargo en esta tesina toda la información se aboca al Sistema O-Ring de oseointegración.

O-Ring es un sistema sencillo de utilizar, ahorra tiempo y es un plan de tratamiento muy práctico para el paciente. Se puede utilizar la antigua prótesis total del paciente o se puede fabricar una nueva.

Este sistema se atornilla directamente al implante. La cabeza tiene de manera estándar 5 posibles alturas: 2 mm, 3 mm, 4 mm, 5 mm hasta 6 mm;

en cuanto a el ancho de cabezal oscila entre los 2 y 2.5 mm, aunque las distintas casas comerciales disponen de sus propios parámetros, tanto de diámetro como de longitud. Aún así todos los sistemas son hechos de titanio puro, titanio con tratamiento en su superficie, o aleaciones de titanio, este material es el sustrato tanto para el implante como para el perno.



FIG. 51.
Componentes del sistema O-Ring²⁹

El sistema O-Ring debe su nombre a los aditamentos plásticos en forma de anillos alusivos a la letra alfabética “O”. Dichos aditamentos son los elementos retentivos del sistema.

O-Ring puede generar diferentes fuerzas retentivas, ello depende de la posición del retenedor, referente a la altura en relación a la cabeza del perno, otro factor que interviene es el diámetro del retenedor. Cuando una gran retención es necesaria, el retenedor puede ser posicionado más apicalmente.

Los diámetros del sistema se numeran en orden de mayor a menor grado retentivo, estos son de 1 a 4. Para su codificación las casas comerciales

añaden colores para indicar el grado retentivo de cada aro disponible, pero de manera estándar el color del aro es negro.

Se sabe que el sistema propone que los implantes mejoren la retención de las dentaduras, pero no soportan todas las fuerzas durante la función. Para reducir el manejo sobre los implantes, las prótesis totales pueden ser diseñadas de manera convencional con respecto a los criterios de soporte y estabilidad.

En cuanto al número de implantes se considera adecuada la colocación de 2 a 4 implantes; se procura tener precaución, si colocamos 3 implantes, ya que esta última modalidad se considera como la situación menos favorable, esto debido a tripodismo que disminuye la prevención en cuanto al movimiento como respuesta de nuestra prótesis frente a fuerzas oclusales.

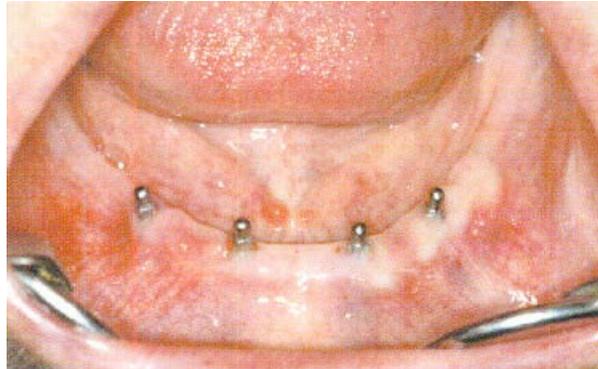


FIG. 52. Mandíbula con 4 implantes O-Ring entre la zona de premolares³⁰

La colocación de 2 implantes es una alternativa que representa una solución adecuada. La colocación de 4 implantes representa una solución que fija la prótesis, posee un pequeño riesgo biomecánico y ello depende de la distribución de los implantes.

Es de notable importancia tomar en cuenta que en este sistema los implantes deben estar estrictamente paralelos entre sí. La tolerancia protésica es menor de 5 grados de discrepancia entre los implantes, por lo menos ello se

marca en casos donde se deciden colocar 4 implantes. Si deseamos colocar 2 implantes algunas literaturas marcan una discrepancia de entre 8 y 10 grados máximo.

Haciendo referencia a la longitud de nuestros implantes, es considerada una buena longitud aquella mayor de 10 mm; mientras que una longitud menor a 10 mm es tomado como de cuidado.

En cuanto a la ubicación y la distancia entre cada implante se opta por colocar los implantes en las posiciones B y D o A y E, en caso de colocar 2 implantes; mientras que para 4 implantes las posiciones indicadas son: A, B, D, E. Es preciso mencionar que teniendo en cuenta dichas posibilidades, cuando se colocan 2 implantes en el sector anterior mandibular, el cirujano coloca los implantes con una separación de 20 mm (cada uno a 10 mm de la línea media mandibular), para permitir la posterior colocación de más implantes, si son necesarios en un futuro. La posición A y E corresponde a la zona canina donde la cantidad de hueso residual es mucho mayor y el anclaje determina una condición biomecánicamente más favorable.

10.2 VENTAJAS

- Pérdida ósea anterior mínima (evita la pérdida ósea).
- Mejor estética.
- Mejor estabilidad (reduce o eliminan el movimiento de la prótesis).
- Mejor oclusión (oclusión en relación céntrica reproducible).
- Menos abrasiones en los tejidos blandos.
- Mejor eficacia y fuerza masticatoria.

- Mejor eficacia oclusal.
- Mejor retención.
- Mejor dicción.
- Tamaño de la prótesis reducido.



- Costo menor en comparación a otros sistemas de vida productiva del paciente.³¹
- Intervención quirúrgica con campo operatorio limitado que minimiza riesgos y complicaciones.
- Evolución postoperatoria que se resuelve en breves periodos.
- Rápido retorno a una dieta normal.
- Posibilidad de reutilización de la prótesis preexistente.
- Posibilidad de conexión de los componentes de anclaje directamente en el consultorio.
- Versatilidad de las matrices insertadas en la prótesis.
- Mayor cantidad de retención individual aumentando la retención total.
- En casos de emplearse 4 implantes, si llegase a presentarse el fracaso de alguno de los implantes o de los pernos, no se pierde toda la función de la prótesis y la colocación de otro implante en otro de los sitios planeados puede ser colocado mientras se recupera la zona de fallo.

10.3 DESVENTAJAS

- Psicológicas.
- Espacio reducido para la altura de la corona del pilar.

- Mantenimiento a largo plazo:
- Retenedores (cambio).
- Rebases.
- Prótesis nueva en un máximo de 10 años.
- Pérdida ósea posterior continuada.
- Impactación de alimento.
- Mayor costo en comparación a uso de sobredentaduras convencionales libres de implantes como medios de retención.
- Algunas literaturas reportan que en comparación con otros sistemas (barra-clip) posee menores propiedades retentivas.
- No admite discrepancias entre los implantes mayores a 10°



FIG. 54. Prostodoncia total sin aditamentos retentivos.³¹

10.4 INDICACIONES

- Situaciones anatómicas desfavorables para el desarrollo de sistemas de conexión con barras (arcos triangulares).
- Pretensión de una fácil gestión de la fase protésica, en situaciones en las que la incorporación de los implantes no se ha producido en la forma más adecuada.
- Maxilar y mandíbula edéntulos.
- No existe espacio interoclusal.
- Mecanismo de retención resiliente.
- Higiene oral limitada.
- Recursos económicos limitados.
- Razones fonéticas
 - Soporta dentadura retenido por 2 o más implantes.
 - Sobredentadura parcial.
 - Espacio ínterarco de 7mm.
 - Máximo de altura de tejido de 6mm.
 - 850 gramos de retención.
- Requiere que los implantes estén relacionados paralelos.



FIG. 55. Pacientes edéntulos mandibulares, maxilares o ambos.³²



FIG. 56. Arco agudo no indicado para barra³³

10.5 CONTRAINDICACIONES

ABSOLUTAS:

1. Pacientes con dosis altas de irradiación.
2. Pacientes con problemas psiquiátricos como psicosis y dismorfofobia.
3. Desórdenes sistémicos hematológicos.

RELATIVAS:

- Patología de tejidos duros o blandos.
- Sitios de extracción reciente.
- Pacientes con abuso de alcohol, drogas, tabaco.
- Pacientes con dosis bajas de irradiación.

Se debe notar que las contraindicaciones van ligadas a las desventajas ya mencionadas.

10.6 ELEMENTOS DEL SISTEMA

Cuerpo del Implante: cabeza o módulo de cresta, cuello y ápice.

Perno (Pilar o Macho). Cabeza, cuello y cuerpo.

Encapsulador de metal (Hembra): zona retentiva donde se aloja el anillo O también llamado retenedor.

10.6.1 CUERPO DEL IMPLANTE

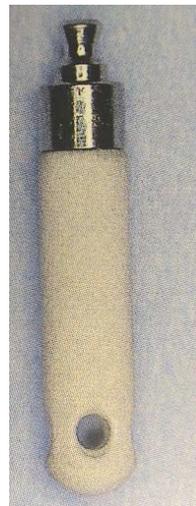
El cuerpo del implante es la porción del implante dental que se diseña para colocarse dentro del hueso, su fin es anclar los componentes protésicos. Este está constituido por un módulo de cresta, un cuerpo y un ápice.

En el sistema O-Ring el tipo de implante no es marcado de manera especial con algún diseño, pero entre los más utilizados esta presente el implante cilíndrico roscado, o en forma de tornillo con ápice romo. Las longitudes oscilan entre los 7 y 20 mm de las cuales las de 10 a 16 mm son las más empleadas.

El material del cual se constituyen es de Titanio puro o aleaciones del mismo. La superficie del implante es tratada por métodos de sustracción y adición en combinación, es decir tanto de arenado o erosión de la superficie como la aplicación de plasma u óxido de titanio.



FIG. 57. Dos tipos distintos de implantes para sistema O-Ring.²⁹



10.6.2 PERNO (PILAR) DEL SISTEMA O-RING (MACHO)

Se elabora de aleación de titanio, se conforma de una cabeza, un cuello y el cuerpo. Este elemento es la estructura que sobresale en la cavidad bucal.

CABEZA

Es más ancha que el cuello, el anillo en O se comprime sobre la cabeza durante su inserción.

CUELLO

Es el elemento del perno que corresponde a la zona retentiva debajo de la cabeza; en el que queda engarzado el anillo después de estirarse sobre a cabeza.

CUERPO

Es la zona que se conecta al pilar del implante.

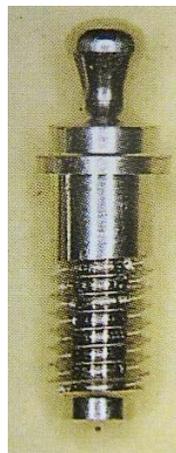


FIG. 58. Dos tipos distintos de pernos del sistema O-Ring.²⁹



10.6.3 ENCAPSULADOR DE METAL (HEMBRA)

Este permite el reemplazo del anillo por desgaste o daño. Posee una zona retentiva que aloja el anillo y se denomina cavidad interna. El volumen del anillo en O debe ser mayor que la cavidad interna; ello provoca una compresión del anillo dentro del encapsulador impidiendo así el movimiento o balanceo. Este elemento puede ser elaborado a base de acero inoxidable (otros elementos como el aluminio, latón, bronce u oro son menos indicados, pero sin embargo algunos aún son fabricados a base de ellos) para evitar el daño del mismo. Sus ángulos deben ser redondeados para evitar cortes o rasguños al anillo O al ser insertado o durante su función.

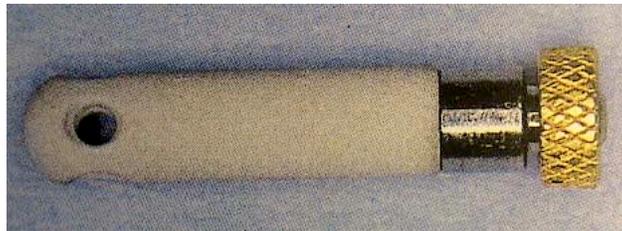


FIG. 59. Parte Hembra de oro platinado del sistema O-Ring.²⁹

El anillo en O ha de tener una altura de 5 mm o más, y es el mayor de todos los retenedores para sobredentaduras. Se recomienda dejar un espacio de 1-2 mm por encima del perno del anillo en O para asegurar que el anillo asienta completamente sobre la cabeza del perno. El espacio evita también que el perno entre en o fracture la restauración sobre la cabeza, y permite el desalojo de la prostodoncia. Un espacio menor para la altura de la corona puede requerir un retenedor de perfil más bajo. Los dientes artificiales, el anillo en O, el perno, la barra y el espacio para la higiene orillan a un espacio de al menos 15 mm para la altura de la corona, y un espacio suficiente para la base acrílica, haciéndola resistente a fractura.

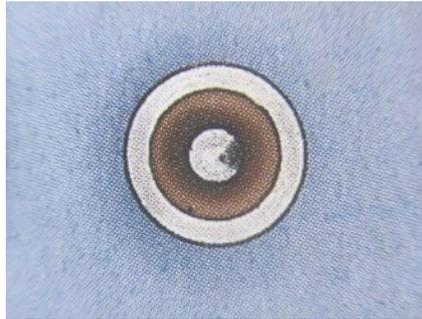


FIG. 60. Vista aérea del aditamento hembra, elaborado con acero inoxidable.²⁹

10.6.4 RETENEDORES DE ANILLO EN “O” PARA ATACHE BOLA

Tienen forma de roquillas y son juntas de polímeros sintéticos que poseen la capacidad de doblarse con resistencia y volver después a su forma original aproximada. El anillo en O se une a un perno con un surco o zona retentiva para él. Las ventajas del anillo O es por ser fácil de cambiar el retenedor, presentan una amplitud de movimientos, son barato, tienen grados diferentes de retención, es posible eliminar tiempo y costo de una superestructura para prótesis.

10.6.5 ANILLO EN O FRENTE AL MOVIMIENTO DE LA PRÓTESIS.

Este anillo es comprimido radialmente entre dos superficies que están acopladas y consisten en un perno y encapsulador de metal, en cuyo interior se aloja el anillo en O. Las aplicaciones de los anillo en O se clasifican en función de su movimiento relativo, su clasificación es: estático y dinámico.

Los anillos en O permiten movimiento en seis direcciones diferentes, sin embargo si una superestructura es conectada a los implantes, el grado de movimiento disminuye.

10.6.5.1 TAMAÑO DEL ANILLO EN O

La superficie interna del anillo en O se desliza por el cuello o surco del perno. El diámetro interno (diámetro del orificio) del anillo en O debe ser más pequeño que el cuerpo del perno y ajustar cómodamente en el diámetro del surco. El diámetro interno del anillo se estira de un 1 a un 2% (no superando nunca el 5%) cuando se coloca frente al cuello del perno; de lo contrario el anillo se deslizará o balanceará, aumentando el desgaste y desgarramiento del retenedor.



FIG. 61. Tanto en la industria como en implantología se emplea el término O-Ring para sistemas con "Donuts".

10.6.5.2 DUREZA DEL ANILLO EN O

En base a la escala de dureza Shore, los valores van de 0 a 100 en dicha escala. Los anillos más blandos poseen un valor de 30 a 40 y los más duros van de 80 a 90. La sustitución del negro carbón propio de estos anillos, por rellenos teñidos (arcilla, carbonato cálcico o silicatos) llegan a alterar las propiedades físicas y de trabajo, lo que se traduce en desgaste y complicaciones. Aún así en el mercado los colores más utilizados son el rojo o color arcilla que es utilizado durante los procedimientos del laboratorio, mientras el blanco se utiliza en boca.

10.6.5.3 MATERIALES DEL ANILLO EN O

De acuerdo a la Food and Drug Administration, los materiales elastoméricos que cumplen con sus pedimentos son: Silicona, Nitrilo, Fluorocarbono y Etilenpropileno.

De todos ellos el Nitrilo y el Fluorocarbono son los que presentan mejores resultados en cuanto a resistencia a productos derivados del petróleo, grasas, agua y alcoholes, resistencia a la tracción y a la resistencia a la abrasión.

Un elemento extra es un lubricante que protegen los anillos de abrasión, pinchazos o corte durante la función. Este lubricante puede estar hecho a base de de vaselina o ungüentos de petróleo. Si los anillos en O son de silicona se opta por lubricantes compuestos por agua (KY-Jelly de Jonson & Jonson), que aparte posee glicerina.

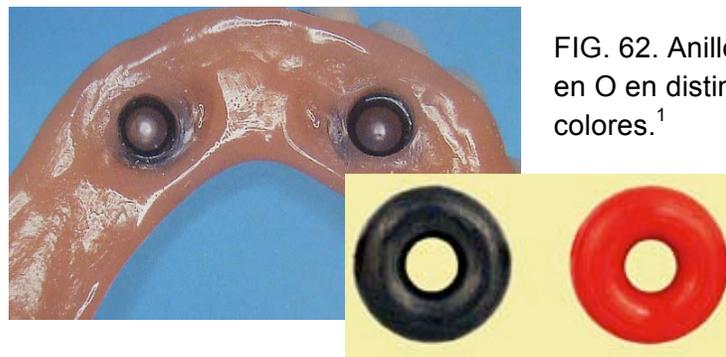


FIG. 62. Anillos en O en distintos colores.¹

10.6.5.4 COMPLICACIONES INTERMEDIAS

Los anillos O llegan a tener inconvenientes resultado de la tensión y factores ambientales (fricción, calor e inflamación). Los factores ambientales incluyen, un tamaño incorrecto del anillo en O, técnica de laboratorio inapropiada, daño en la instalación, fracaso en el mantenimiento o lubricación.

Los tipos de fallos son: En espiral, Abrasión, Deformación por compresión, Deterioro durante la colocación.

10.7 CASAS COMERCIALES

Existen diferentes distribuidores de este sistema de los cuales algunos son: Bicon, Nobel-biocare, IMTEC, Lifecore Dental Biomedical, Zimmer Dental, Biomet 3i, Künzel, Mis, Astra Tech, Nova Dent, High Dental, etc.

10.8 TÉCNICA QUIRÚRGICA EN MAXILAR INFERIOR

Se deben tomar en cuenta factores anatómicos como:

1. En el segmento anterior generalmente encontramos hueso tipo I o II.
2. En el segmento posterior generalmente encontramos hueso tipo III y IV.
3. Presencia de los agujeros mentonianos y canal dentario (del nervio alveolar inferior).

Para O-Ring con carga inmediata, lo único que se cambia en las técnicas a describir, es que todo el proceso será realizado en una sola sección.

10.8.1 PRIMERA FASE

Este proceso se hará en la zona anterior de pacientes totalmente desdentados.

10.8.1.1 ANESTESIA

Se bloquearan ambos nervios alveolares inferiores, posteriormente se identifican los agujeros mentonianos palpando, posterior a ello se anestesia el fondo del surco bucal y lingual, y en la base de la mandíbula de ser necesario.

10.8.1.2 INCISIÓN Y ELEVACIÓN DEL COLGAJO

Al inicio se usa algún antimicrobiano tópico (clorhexidina al 0.12%) para reducir el número de bacterias en la cavidad bucal.

En un arco completamente edéntulo hay 3 diseños de colgajo: incisión crestal, incisión sulcular labial o incisión lingual o palatina.

La línea de incisión se marca con disector en fondo del surco bucal, se inclina hacia la cresta en la región de agujeros dentarios inferiores. Es cortada la mucosa entre regiones caninas. La disección se marca a través de las fibras musculares con el labio estirado. Se aflojan sucesivamente las fibras en dirección horizontal cortando el periostio entre las regiones caninas de 5-6 mm por debajo de la cresta residual. Con el periostótomo se disecciona subperióstica tan cerca de la superficie como sea posible sin daño al periostio.

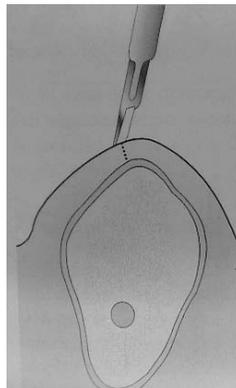


FIG. 63. Incisión⁹

Es expuesta la parte superior de la cresta ósea con el disector. Se descubre luego la parte lingual de cresta alveolar, para poder levantar un colgajo mucoperióstico entre regiones caninas con mínima lesión de tejido. La fina capa perióstica de lingual no debe perforarse. Se debe conseguir un colgajo osteoperióstico, ello es la capa cambium del periostio debe estar incluida en el. Con el periotótomo se disecciona subperióticamente en dirección lateral a partir de la región canina hasta el agujero montonero de cada lado; la incisión se amplía detenidamente hasta ser expuesta toda la zona sin llegar a los agujeros mentonianos.

De ser necesaria se hace osteoplastia de la cresta del reborde alveolar para asegurar el ancho adecuado en el sitio (5 mm), se realiza con pieza de mano de baja velocidad con irrigación abundante salina.

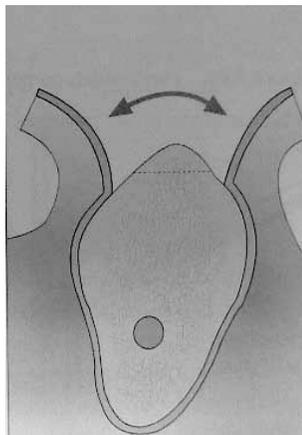


FIG. 64.
Elevación del
colgajo⁹

10.8.1.3 FRESADO DE ALTA VELOCIDAD (1000 A 2000 RPM)

La perforación (alta y baja velocidad) se realiza con 5 fresas diferentes. Todo el proceso debe ser con abundante o copiosa irrigación salina evitando daño térmico óseo.

1. Punto de entrada en la cresta: Es marcado el sitio del implante con fresa guía (Guide drill) (Pilot drill) de 2 mm de diámetro. La fresa es redonda o lanceolada.

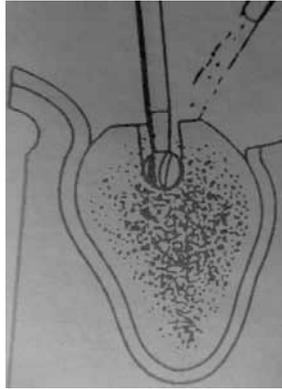


FIG. 65. Fresa guía⁹

2. Agrandamiento del sitio del implante: Realizado con 2 tipos de fresas espirales roscadas (Twist drill) (Spade drill) de 2.5 y 3.2 mm.

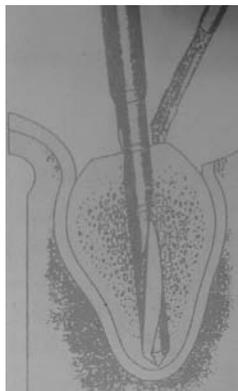


FIG. 66. Fresa espiral 2 mm.⁹

3. Avellanar la porción coronal del sitio del implante (Counter-sinking)

La placa guía quirúrgica acrílica ayuda a determinar la localización y dirección ideal de implantes, se marca el sitio del implante con fresa guía de alta velocidad.

La distancia ideal ente dos posiciones de implantes es aproximadamente el diámetro de un implante (3.5 mm) o entre 6 – 7 m, entre los centros de cada

implante. Si el espacio entre agujeros mentonianos no permite instalar 6 implantes, es mejor colocar 5 o 4, estos situados óptimamente.

En primer lugar se prepara el sitio de implante mas próximo a línea media con la fresa rosca (espiral)(twist) o pilar de 2 mm de diámetro y se coloca un indicador de dirección en el sitio; posteriormente es preparado el lecho mas distal hacia la izquierda, es colocado un indicador de dirección verificando paralelismo entre los lechos óseos. Los sitios restantes se preparan de izquierda a derecha.

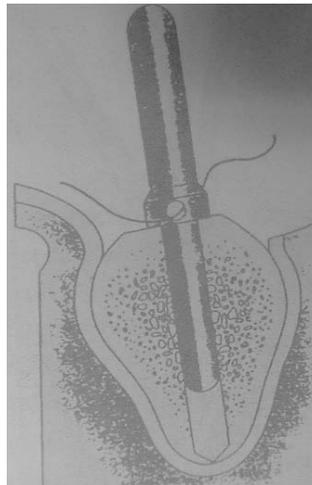
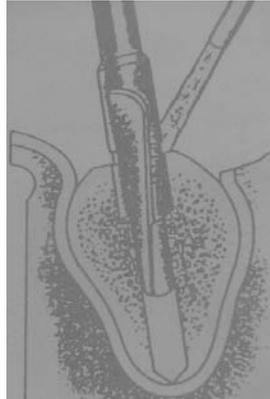


FIG. 67. Indicador de dirección.⁹

Post estímulo de la fresa piloto cuya parte inferior no es activa para ensanchar el sitio de 2 a 3 mm de diámetro, repitiendo la misma secuencia se ocupa fresa rosca de 2 mm.

Posterior a la inserción del indicador de dirección en el lecho más próximo a línea media, se ensancha el lecho más distal izquierdo con fresa rosca (espiral o twist) de 3 mm de diámetro manteniendo el mayor paralelismo con el indicador de frecuencia. El diámetro de fresa ancha normal es de 3 mm para hueso normal, para hueso muy compacto se ocupa una de 3.15 mm de diámetro.



Tanto en fresas rosca de 2 y 3 mm hay marcas indicadores de profundidad de perforación de acuerdo a cada implante. Puede ir de 7, 10, 13, 15, 18 y 20 mm.



FIG. 68. Fresa espiral 3 mm.⁹

La entrada del lecho se ensancha con fresa avellanadota (counter sink). Si el implante es corto se ocupa el avellandaor correspondiente pues implante de diferentes longitudes poseen sus avellandadores correspondientes este counter-sink no debe extenderse mas de la mitad del grosor del hueso cortical marginal. Terminadas las perforaciones se debe usar el calibrador de profundidad para establecer la longitud final del implante.

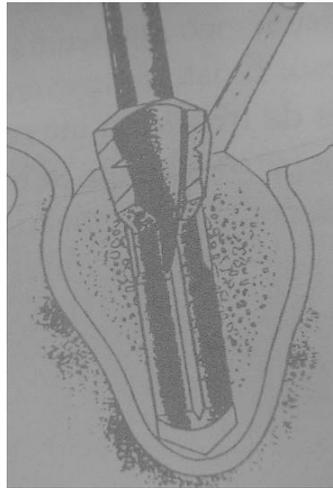


FIG. 69. Avellanador marginal.⁹

10.8.1.4 FRESADO A BAJA VELOCIDAD Y COLOCACIÓN DEL IMPLANTE (15-20 RPM):

Los instrumentos utilizados al preparar como lo es el Macho de Tarraja (screw o bone tap) e implante no serán tocados con nada que no sean las piezas de titanio. Los machos de tarraja (bone tap) serán limpiados con aguja de titanio antes de ser utilizados en el próximo lecho, para retirar los restos óseos adheridos.

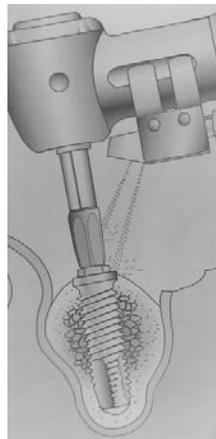


FIG. 70. Instalación del implante.⁹

Se inicia de distal a mesial estriando el lecho con el macho de tarraja (bone-tap) en longitud de acuerdo al implante. Al terminar el roscado se retira el bone tap actuando el botón de reversa de la unidad de control.

La función del macho de tarraja es incorporar unas estrías o pasos de rosca en el lecho del implante. El roscado puede también ser manual.



FIG. 71. Instalación del implante con llave manual.⁹

Terminado el roscado, la instalación del implante debe hacerse inmediatamente. Se revisa de nuevo la dirección y la relación del indicador de dirección insertado cerca de línea media. El perfil estriado en hueso se revisa visualmente.

Es colocado el primer implante en el sitio izquierdo más distal paralelo al indicador de dirección. Después de insertar el implante en las primeras estrías, debe permitirse el implante siga libremente la preparación prerrosca sin hacer fuerza.

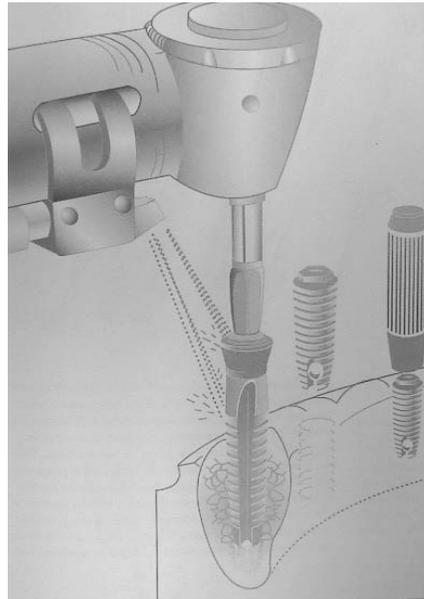


FIG. 72. Colocación sucesiva de implantes.⁹

Primero es colocado el implante sin irrigación hasta que el agujero apical este dentro del lugar preparado para evitar que la solución se introduzca en compartimentos medulares a través del implante. El restante proceso de colocación se hace bajo irrigación. El implante se introduce mecánicamente en hueso hasta que el motor de la pieza de mano se detenga.

Si hay una resistencia durante la inserción del implante, puede insertarse manualmente con una llave cilíndrica después de que el implante se estabilice en las estrías marginales. La llave controla siempre el ajuste final del implante en relación con las características mecánicas y grado de vascularidad del lugar de fijación específico, bajo irrigación profusa. Se debe mantener la dirección ya obtenida apretando el pulgar contra la llave y el índice en la base de la mandíbula.

Al usar la llave, esta no debe lesionar hueso marginal compacto, ya que un ajuste muy tenso causa microfracturas.

El transportador del implante (fixture-mount) se retira mecánicamente con destornillador unido al contraángulo de baja velocidad o con un

desatornillador manual. Se aplica una llave específica en la parte cuadrada del transportador de implantes para evitar la fuerza de torsión sea transferida al implante.

Al desenroscar el tornillo del transportador (fixture-mount), es importante mantenerlo estable con la llave para que el implante no gire en su sitio y no se afloje.

Se colocan los tornillos de cierre (cover screw) en los canales internos de los implantes con un dispositivo específico conectado al contraángulo o manualmente. El ajuste final se realiza manualmente con un desatornillador. El tornillo de cierre deberá quedar ajustado pero al mismo tiempo debe poder desenroscarse fácilmente.

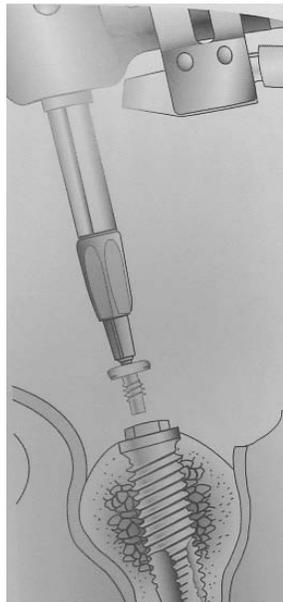


FIG. 73. Colocación del tornillo de cierre.⁹

Se limpia a fondo la zona operada, se suavizan los bordes óseos agudos y se eliminan todos los residuos óseos. Se adaptan los colgajos y se suturan con nylon o seda negra 3/0 o 4/0 con sutura de colchonero vertical

interrumpida comenzando por línea media. Luego es suturado el borde distal de la zona de operación hacia línea media.

El paciente se debe colocarse en una posición semisentada después de suturar y se le administran analgésicos. Se lava la boca con solución salina estéril y se cambia el paciente a posición inclinada. Es colocado un rollo de gasa húmeda intraoralmente para que haga presión durante 2 horas y reducir el riesgo de la formación de un hematoma debajo del colgajo.

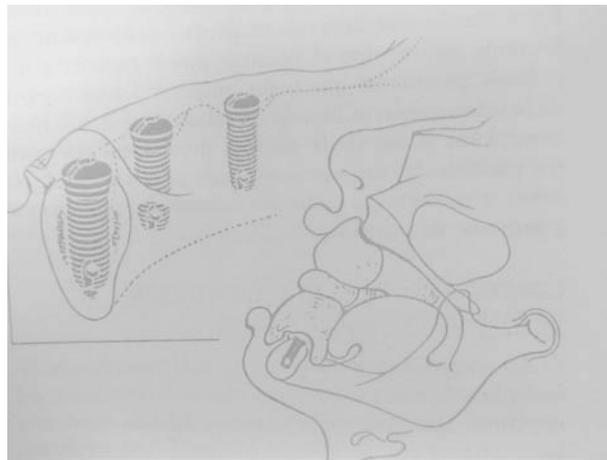


FIG. 74. Compresión con gasas sobre la zona operatoria.⁹

10.8.1.5 CUIDADOS POSTOPERATORIOS

El paciente debe esperar en la sala de espera por lo menos una hora. Se da información al paciente de los cuidados post-operatorios y se prescriben antibióticos y analgésicos.

Se restringe al paciente el uso de dentaduras totales o parciales por un tiempo mínimo de una semana para reducir riesgo de carga sobre el área quirúrgica. El uso de clorhexidina en enjuague se usará durante las primeras semanas postoperatorias.

10.8.1.6 MANEJO Y VISITAS POST OPERATORIAS

Se examina al paciente al día siguiente para detectar posibles problemas post-operatorios, así como edema o hematoma. Debe lavarse suavemente el área con solución salina y examinar defectos de colgajos, ruptura de la herida, suturas rotas y de ser necesario resuturar. Las suturas son retiradas a los 7 días post cirugía. De 10 -15 días después de la cirugía la prótesis se modifica y ajusta con material acondicionador de tejidos blandos. El acondicionador debe cambiarse una vez a la semana durante las primeras semanas, luego más esporádicamente.

10.8.2 SEGUNDA FASE QUIRÚRGICA

La preparación quirúrgica, las condiciones de esterilidad y anestesia son idénticas a las de la instalación del implante. Los implantes son palpados o se ocupa sonda periodontal para ubicarlos. Se efectúan incisiones individuales con un bisturí circular o normal; otra opción es una incisión única larga.

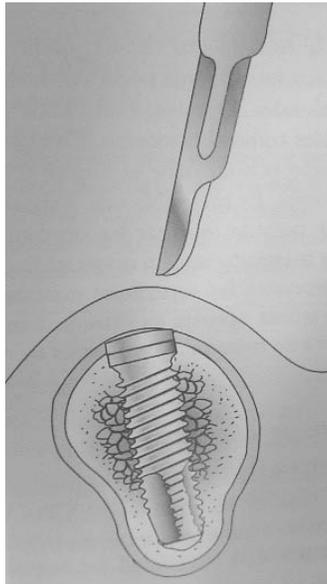
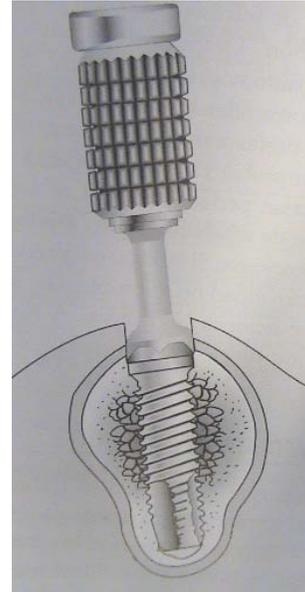


FIG. 75.
Exposición del
implante, a la
derecha bisturí
circular,
izquierda
bisturí recto.⁹



10.8.2.1 REMOCIÓN DEL TORNILLO DE CIERRE

Se ocupa un desatornillador corto o largo. Se puede atar una seda dental sobre la cabeza giratoria del desatornillador para evitar la aspiración o deflexión de este. O una gasa en la parte posterior de cavidad bucal.

Son removidos los excesos de tejido blando y denso previa colocación del pilar. Debe exponerse completamente el hexágono externo del implante.

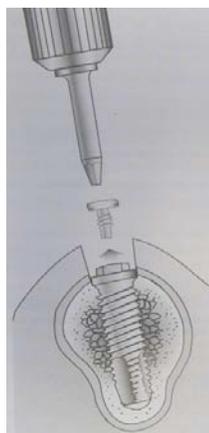


FIG. 76. Retiro
del tornillo de
cierre y
colocación del
pilar de
cicatrición.⁹

10.8.2.2 CONEXIÓN AL PILAR

Con una sonda graduada se mide la profundidad del tejido entre la cabeza del implante y el margen gingival. Los pilares tiene diferentes longitudes: 3.0, 4.0, 5.5 7.0 y 10. 0 mm. En mandíbula el pilar seleccionado debe ser 1 o 2 mm más alto que el margen gingival.

El pilar se coloca dentro del hexágono del implante y es sostenido con pinzas pequeñas. El destornillador de hexágono aprieta el tornillo del pilar parcialmente. El pilar se forza hasta que el hexágono del pilar y el del implante ajusten correctamente. Mientras es apretado el tornillo, se sostiene el pilar en posición, con la pinza grande, previniendo transmisión de fuerzas de torsión al implante.

Se analiza radiográficamente el ajuste del pilar sobre el implante. Si la radiografía revela un espacio entre dichos elementos como zona radiolúcida es que no hay buen ajuste.



FIG. 77.
Análisis
clínico de
los
implantes

10.9 TRATAMIENTO PROTÉSICO DEL SISTEMA O-RING

Existen dos métodos uno es el método directo y otro el indirecto. En el primero se ocupa la prostodoncia previa del paciente, mientras en el segundo se procede a elaborar una prostodoncia nueva.



FIG. 78. Toma de impresión y elaboración de prótesis en el laboratorio³³

Durante la fase de cicatrización transgingival abierta de los implantes, se protege el implante con unos pilares especiales de cierre. La prótesis total existente debe quedar por encima del nivel de los implantes.

Posterior al retiro de los pilares de cierre, se enroscan los anclajes de bola en los implantes.

La base de la prótesis total prevista para el tratamiento se rebaja en la zona correspondiente al anclaje de bola. Para trasladar correctamente la situación clínica al modelo maestro, los fabricantes recomiendan el uso de elementos de transmisión especial.

Con una impresión total se fijan los elementos a la prótesis, aparte de ello se rebaja la base.

El modelo maestro reproduce la situación clínica. Las matrices metálicas se acoplan a los anclajes de bola de laboratorio y se fijan posteriormente con acrílico autopolimerizable a la base de la prótesis.

Las matrices polimerizadas se pueden activar sin ninguna dificultad. De ser necesario, se pueden desprender y sustituir por elementos nuevos. Para obtener una mejor solidez de la prótesis, se llega a recomendar la introducción de un alambre protésico compacto en la cara lingual de la prótesis. La preparación de un endoesqueleto de refuerzo en cromo-cobalto¹ y la incorporación del mismo en la base en acrílico debe ser una medida prudencial para salvaguardar la sobredentadura de posibles complicaciones protésicas, sin embargo los costos de manejo de este medio puede acercarse a la preparación de una prostodoncia nueva adecuada al estado actual del paciente.

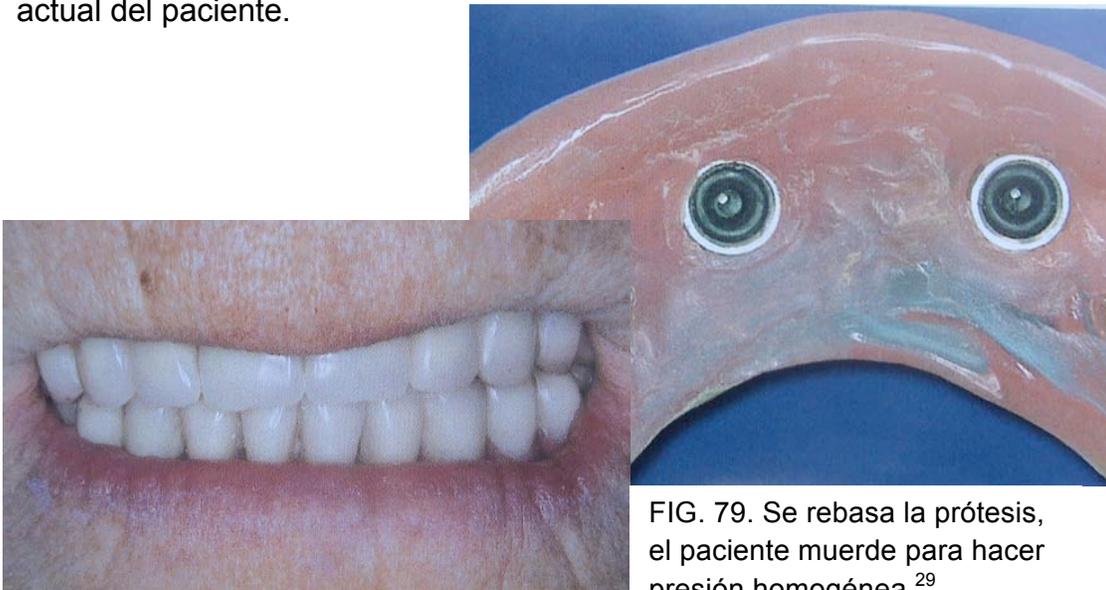


FIG. 79. Se rebasa la prótesis, el paciente muerde para hacer presión homogénea.²⁹

Ahora bien, siempre que la prótesis utilizada fuera la originaria del paciente, se debe proveer el rebasado de la misma, mejorando la adherencia sobre la mucosa y minimizar la posibilidad de excursiones exageradas que siempre aumentan el riesgo de fractura. El incremento de la estabilidad de la prótesis se logra después de la fijación de los anclajes de retención, permitiendo al paciente erogar mayor presión durante la función. Ello conlleva a que si el espesor del acrílico por arriba de las matrices no es suficientemente grueso, resulta fácil que sean determinadas soluciones de continuidad en el acrílico, provocando la separación de las matrices o fractura de la prótesis.

Un paso en la preparación del sistema de retención es el proporcionarle al paciente su nueva prótesis para que sea previamente funcionarizada durante al menos, un par de semanas, previas a la conexión de las matrices. Dicho proceso permite a la prótesis hundirse en la mucosa, aprovechando al máximo el sistema de succión reduciendo la carga futura sobre los implantes; aparte de ser efectuados los retoques necesarios en las áreas de compresión sobre tejidos blandos.



FIG. 80. Conexión de sistema O-Ring en la mandíbula.³⁴

CONCLUSIONES

La planeación de un tratamiento adecuado para cada paciente en particular es un punto que ayuda a la efectividad del tratamiento. El saber los principios biológicos de los procesos de implantación ayudan a conocer las reacciones que se tienen frente a los materiales empleados.

La carga inmediata de implantes mantiene un éxito promedio en mandíbula, entre un 90% y un 100%. Las características del implante que favorecen la implantación inmediata son: implantes roscados con superficie rugosa lograda por tratamiento híbrido de arenado y grabado ácido. Se acepta como longitud mínima los 10 mm.

La estabilidad inicial del implante es fundamental. El torque de inserción mínimo debe ser igual o superior a 32 N/cm y el micromovimiento del implante no deberá sobrepasar los 150 μ m.

El sistema O-Ring es un medio muy aceptable para la colocación de sobredentaduras. Este sistema nos brinda una buena retención, estabilidad, una inversión mínima por parte del paciente, que desea mejorar no solo la estética, sino también la funcionalidad de su prostodoncia total.

Este sistema ha demostrado excelentes resultados, y aunque en comparación con otros sistemas posee ciertas desventajas, estas no son abismales.

El ocupar el sistema O-ring de forma inmediata constituye una alternativa que reduce los tiempos de cirugías, prostodónticos y representa un método que permite la rápida incorporación del paciente a sus actividades laborales.

La desventaja del uso de carga inmediata es que se restringe a solo algunos pacientes, debido en gran parte a su calidad y cantidad ósea.

El éxito de una adecuada osteointegración en métodos de carga inmediata, se sustenta en el contacto extremo que debe existir entre el implante y el hueso, de allí que el hueso indicado para el procedimiento será del tipo I y tipo II. Los otros factores involucrados en la carga inmediata son: la estabilidad primaria del implante, la técnica quirúrgica, las cargas adecuadas, en donde la función masticatoria debe ser reducida, además de que la orientación del eje de cada implante sea adecuado. Un paciente saludable con buena higiene oral, estado periodontal adecuado, normoclusión, ausencia de patologías, espacio intermaxilar suficiente y ausencia de hábitos parafuncionales son pacientes a los que se les puede pronosticar éxito.

Es desafortunado que la acelerada evolución de los procedimientos y la gran gama de casas comerciales provoque una falta de estandarización y de información que sea guía para la aplicación de dichos sistemas. Sin embargo, esto orilla a tratar de conjuntar criterios y de sustentar de mayor forma estas alternativas de tratamiento.

Gracias a este trabajo se logró comprender más acerca de los sistemas O-Ring carga inmediata, y de cómo las evidencias científicas respaldan su uso.

Se ha comprobado a través de este trabajo cómo la implantología inmediata asienta sobre un inexcusable y detallado sistema de planificación, por una cirugía mínimamente traumática y que se consiguen niveles adecuados de estabilidad primaria. Esta estabilidad debe objetivarse con criterios que permitan obtener la certeza de que la carga inmediata no será un obstáculo para alcanzar el éxito al final del tratamiento.

FUENTES DE INFORMACIÓN

BIBLIOGRAFÍA CITADA

1. Misch C. *PRÓTESIS DENTAL SOBRE IMPLANTES*. Edit. Elsevier Mosby. Madrid España. 2006
2. Hobo S. García L. *Osteointegración y Rehabilitación Oclusal*. Edit. Marban. España. 1997
3. Machín A. *Ciencia y Técnica en IMPLANTOLOGÍA INMEDIATA*. Tomo1. Edit. Ripano. Barcelona España. 2007
4. Echeverri M., Bernal G., González J. y cols. *OSEOINTEGRACIÓN*. Edit. ECOE. Colombia. 1995
5. Cranin N. Hein M., Simons A. *Atlas of Oral Implantology*. Mosby. Missouri. 1999
6. Chercheve R. *Implantes Odontológicos*. Panamericana. Buenos Aires Argentina. 1995
7. Spiekermann H., Jovanovics D. y Richter J. *Atlas de Implantología*. Masson Barcelona España. 2001
8. Schroeder A., Sutter F., Krekeler G. *IMPLANTOLOGÍA ORAL El sistema ITI*. Edit. Panamericana. España. 1993
9. Raspall G. *Cirugía e Implantología 2ª*. Edición. Panamericana. España. 2006
10. Rose L. *Periodontics Medicine, Surgery and Implants*. Elsevier Mosby EUA. 2000

11. Finn G. *Atlas a Color de Histología*. Panamericana. EUA. 2000
12. Rodríguez M. *Fundamentos Estéticos para la Rehabilitación de Implantes Osteointegrados*. Edit. Artes Médicas Latinoamérica. Río de Janeiro Brasil. 2006
13. Eriksen M., Álvarez A., De Lara S., Galarza G., Díaz E. *Anatomía Humana Unidad II Fascículo 1 Articulaciones y Músculos de Cabeza y Cuello*. Universidad Nacional Autónoma de México. 4^a. Edición. 2007
14. Escoda G., Berini L. *Cirugía Bucal, TOMO 1*. Edit. Océano. Barcelona. 2004
15. Bianchi A., *Prótesis Implantosoportada Bases Biológicas, Biomecánica, Aplicaciones Clínicas*. Actualidades Médico Odontológicas Latinoamericana. Colombia. 2001
16. Norman A., Klein M., Simons A. *Atlas de Implantología oral*. Panamericana. USA. 1995
17. Ohkubo C., Sato J., Hosoi T., Kurtz K. *O-ring attachments for transitional implant-retained overdentures*. J Prosthet Det 2004
18. Rasmussen. R. *Sistema Branemark de reconstrucción oral*. Edit. Espaxs. Barcelona. 1992
19. http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/9/9f/M_mandibule.jpg007
FECHA: 07/04/2009 hora: 10:15p.m.
20. <http://webs.uvigo.es/mmegias/01alego/cuestionarios/animal/imagenes/connectivo/oseo-compacto.jpg> FECHA: 04/04/2009 hora: 3:10 p.m.
21. http://www.drwagner.odo.br/imagens/jpg/implant_hist1.jpg FECHA:
02/04/2009 hora: 1:30 p.m.

22. http://images.google.com/imgres?imgurl=http://www.biora.com/es/ci_ch_cupped_cylinder.jpg&imgrefurl=http://www.biora.com/es/com_index/ci_company/ci_about_us/ci_history.htm%3Fstep%3Dall&usg=__fqgXFculc_cqQhHb6LYthCU0VkY=&h=150&w=150&sz=3&hl=es&start=66&um=1&tbnid=BqcE8UOIDwmM:&tbnh=96&tbnw=96&prev=/images%3Fq%3Dhistoria%2Bde%2Blos%2Bimplantes%2Bdentales%26ndsp%3D21%26hl%3Des%26lr%3D%26client%3Dsafari%26rls%3Dess%26sa%3DN%26start%3D63%26um%3D1 FECHA: 07/04/2009 HORA 10:42
23. http://images.google.com/imgres?imgurl=http://www.dentalqb.com/fotos/disenos%25202.jpg&imgrefurl=http://www.dentalqb.com/paginas/implantes%25204.html&usg=__9SA5QidqqALbqapiDmvOYd8wKOE=&h=327&w=520&sz=63&hl=es&start=5&um=1&tbnid=1EvnPXM_9eW0rM:&tbnh=82&tbnw=131&prev=/images%3Fq%3Dtipos%2Bde%2Bimplantes%26hl%3Des%26client%3Dsafari%26rls%3Des-es%26sa%3DG%26um%3D1 FECHA 05/02/2009 HORA 6:59 PM
24. [http://images.google.com/imgres?imgurl=http://www.rekursosmedicos.com/gfx_web/gbr/dexabone/image020.gif&imgrefurl=http://www.rekursosmedicos.com/htm/esp/productos/gbr/dexabone.html&usg=__T2AFY5fwh4v8WMod6XMOxcec=&h=209&w=324&sz=61&hl=es&start=62&um=1&tbnid=VQIK4VBMNsl4bM:&tbnh=76&tbnw=118&prev=/images%3Fq%3Dosteoblastos%26ndsp%3D18%26hl](http://images.google.com/imgres?imgurl=http://www.rekursosmedicos.com/gfx_web/gbr/dexabone/image020.gif&imgrefurl=http://www.rekursosmedicos.com/htm/esp/productos/gbr/dexabone.html&usg=__T2AFY5fwh4v8WMod6XMOxcec=&h=209&w=324&sz=61&hl=es&start=62&um=1&tbnid=VQIK4VBMNsl4bM:&tbnh=76&tbnw=118&prev=/images%3Fq%3Dosteoblastos%26ndsp%3D18%26hl%3Des%26client%3Dsafari%26rls%3Deses%26sa%3DN%26start%3D54%26um%3D1)

- %3Des%26client%3Dsafari%26rls%3Deses%26sa%3DN%26start%3D54
%26um%3D1 FECHA 28/03/2009 HORA 8:40 P.M.
25. Catálogo Nobel Biocare 40 Aniversario. 2005. www.nobelbiocare.com.
08/03/2009 a las 2:33 pm
26. http://www.somso.de/img/es13_1.jpg FECHA 20/03/2009 HORA 10: 15
p.m.
27. Belém A. *Cirugía Periodontal con Finalidad Protésica*. Amolca. Brasil.
2001
28. Davis D. *Ataches para sobredentaduras En muchos casos de restauración de la mandíbula edéntula, una sobredentadura estabilizada mediante implantes puede ser una alternativa mejor que una prótesis fija*. INSIGHT La Publicación para el equipo implantológico. ASTRA TECH. Vol. 7 No. 1. 2005 p. 16-17
29. Sanfilippo Francesco. Bianchi A. *Sobredentaduras implantoportadas*. Amolca. Colombia. 2005
30. Renouard F., Rangert Bo. *Risk Factors in Implant Dentistry Simplified Clinical Analysis for Predictable Treatment*. Edit. Quintessence books. Germany. 2000
31. Zimmer dental Locator overdenture attachment
2004. www.zimmerdental.com. 10/03/2009 a las 2:30 pm
32. Watson G., Payne A. Purton D., Thomson W. *Mandibular Overdentures: Comparative Evaluation of Prosthodontic Maintenance of Three Different Implant Systems During the First Year of Service*. The Int Jour of Prosth. Vol. 15, No. 3, 2002

33. Winkelman R., Orth K. *IMPLANTES DENTALES Técnicas básicas y avanzadas de laboratorio Atlas en color*. Edit. ESPAXS. España. 2000
34. http://4.bp.blogspot.com/_Ahd0fy1k4L8/R2rs85M6bI/AAAAAAAAAIs/WgYLgRs_XQ/s320/fig+4+art.jpg FECHA 08/04/2009 HORA 7:20 p.m.

BIBLIOGRAFÍA GENERAL

35. Attard N., David L., Zarb G. *Immediate Loading of Implants with Mandibular Overdentures: One-Year Clinical Results of a Prospective Study*. The Int Jour of Prosth. Vol. 18, No. 6, 2005
36. Attard N., Zarb G. *Long-Term Treatment Outcomes in Edentulous Patients with Implant- Fixed Prosthesis: The Toronto Study*. The Int Jour of Prosth. Vol. 17, No. 4, 2004
37. Attard N., Zarb G. *Long- Term Treatment Outcomes in Edentulous Patients with Implant Overdentures*. The Toronto Study. The Int Journ of Prosth. Vol. 17, No. 4, 2004
38. Branemark I., Tolman D. *Osseointegration in Craniofacial Reconstruction*. Edit. Quintessence books. Singapore. 1998
39. Bert M., Missi P. *Implantes Osteointegrados*. Masson. Barcelona. 1994
40. Block M. *Atlas en color de cirugía implantológica dental*. Edit. Panamericana. España. 2002
41. Block M. Kent J. *Endosseous Implants for Maxillofacial Reconstruction*. Unated States Of America. 1995
42. Carlsson G., Kronström M., Baat C., Cune M., Davis D., Heo S., Jokstad A. Matsuura M., Närhi T., Ow R., Pissiotis A., Sato H., Larb G. *A Survey of*

- the Use of Mandibular Implant Overdentures in 10 Countries.* The Int Jour of Prosth. Vol. 17, No. 2, 2004
43. Celik G., Uludag B. *Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3 implant-retained mandibular overdentures.* The Jour of Prothe Dentistry. Vol. 97 No. 4. 2007
44. Chiapasco M, Gatti C, Rossi E, Haefliger W, Markwalder TH. *Implantretained mandibular overdentures with immediate loading. A retrospective multicenter study on 226 consecutive cases.* Clinical Oral Implants Research 1997;8:48-57.
45. Cooper L. Moriarty J. Guckes A., Klee L., Smith R., Alegren C., Felton D. *Five years Prospective Evaluation of Mandibular Overdentures Retained by Two Microthreaded, TioBlast Nonsplinted Implants and Retentiva Ball Anchors.* The Int Tour of Ora & Maxi Impl. Vol 23 No. 4. 2008
46. Cune M., Kampen F., Bilt A., Brosman F. *Patient Satisfaction and Preference with Magnet, Bar –Clip, and Ball-Socket Retained Mandibular Implant Overdentures: A Cross-over Clinical Trial.* The Int Jour of Prosth. Vol. 18, No. 2, 2005
47. Doukas D., Michelinakis G., Smith P., Barclay C. *The Influence of Interimplant Distance and Attachment Type on the Retention Characteristics of Mandibular Overdentures on 2 Implants: 6-Month Fatigue Retention Values.* The Int Jour of Prosth. Vol. 21, No. 2, 2008; 152-154
48. Elsemann R. Cosme D., Souto A., Ferreira D., Mello J., Shinkai R. *Degradation of Tissue Condiciones in Complete Dentares: An In Situ Study.* The Int Jour of Prosth. Vol. 21, No. 6, 2008
49. Grunder U. *Immediate functional loading of immediate implants in edentulous arches: two-year results.* Int J Periodontics Restorative Dent 2001;21:545-51.

50. Henriques S. *Estética Periodontal y Cirugía Plástica Periodontal*. Paulo G. Henriques. Edit. Amolca. Venezuela. 2006
51. Hobo S. García L. *Osteointegración y Rehabilitación Oclusal*. Edit. Marban. Barcelona España. 2000
52. Hobkirk J., Watson R. *Dental and Maxillo-Facial Implantology*. Mosby. España. 1995
53. Hui E, Chow J, Li D, Liu J, Wat P, Law H. *Immediate provisional for single-tooth implant replacement with Branemark system: preliminary report*. Clin Implant Dent Relat Res 2001;3:79-86.
54. Iker F., Barber B. *Oral and Maxillofacial Trauma. Vol. I* Ed 3rd. China. 2005
55. Ishiyaku E. *Osseointegrated Implant Manual*. Edit. Euro América. Japan. 1994
56. Jokstad A., Brunski J., Carr A., Naert I., Wennerberg A. *Quality of Dental Implants*. The Int Journ of Prosth. Vol. 17, No. 6, 2004
57. Krekeler G, eds. *Implantología Oral*. Madrid: Editorial Médica Panamericana. 1993
58. Krennmair G., Weinländer M., Krainhöfner M., Piehslinger E. *Implant – Supported Mandibular Overdentures Retained with Ball or Telescopio Crow Attachments: A 3-Year Prospective Study*. The Int Tour of Prosth. Vol. 19, No. 2, 2006
59. Lachmann S, Müller EK, Gehring K, Axmann D., Gomez G., Watzek G. Weber H. *A Comparison of Implant-Supported, Bar – or Ball-Retained Mandibular Overdentures: A Retrospective Clinical, Microbiologic, and*

Immunologic Study OF 10 Edentulous Patients Attending a Recall Visit.

The Int Jour of Prosth. Vol 2. No. 1. 2007

60. López F., López H. *Bases para una Implantología Segura*. Edit. Actualidades Médico Odontológicas Latinoamericana. España. 2000
61. Maeda Y. Horisaka M. Yagi K. *Biomechanical rationale for a single implant-retained mandibular overdenture: an in Vitro study*. Clin. Oral Implan. Res. 19, 2008/ 271-275
62. Maeglin B. *Dificultades y complicaciones*. En: Schroeder A, Sutter F,
63. Martínez S. *Osteosíntesis Craneo Maxilofacial*. Edit. Ergon. Madrid. 2000
64. Menicucci G., Ceruti P., Barabino E., Screti A., Bignardi C., Preti G. *A Preliminary In Vivo Trial of Load Transfer in Mandibular Implant-Retained Overdentures Anchored in 2 Different Ways: Allowing and Counteracting Free Rotation*. The Int Journal of Prosth. Vol. 19, No. 6, 2006
65. Michelinakis G., Barclay C., y cols. *The Influence of Interimplant Distance and Attachment Type on the Retention Characteristics of Mandibular Overdentures on 2 Implants: Initial Retention Values*. The International Journal of Prosthodontics. Volumen 19, Number 5, 2006
66. Morgan V. Manual Quirúrgico Bicon. Boston. www.bicon.com. 05/0372009 a las 5:23 pm
67. Munksgaard B. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*. 4^a. Edition. Slovenia. 2003
68. Murphy W., Absi E., Gregory M., Williams K. *A Prospective 5 –Year Study of Two Cast Framework Alloys for Fixed Implant-Supported Mandibular Prosthesis*. The Int Jour of Prosth. Vol. 15, No. 2, 2002

69. Naert I., Alsaadi G., Quirynen M. *Prosthetic Aspects and Patient Satisfaction with Two-Implant-Retained Mandibular Overdentures: A 10-Year Randomized Clinical Study*. The Int Jour of Prosth. Vol. 17, No. 4, 2004
70. Norton M. *Implantes Detalles sistema Astra Tech*. Marban. España. 1998
71. Ottoni J., Fardin L. *Cirugía Plástica Periodontal y Periimplantar*. Edit. Artes Médicas Latinoamericana. Brasil. 2006
72. Peñarroca M. *Implantología oral*. España. 2001
73. Rasmusson L. *Carga inmediata y temprana sobre implantes dentales El protocolo tradicional con una osteointegración sin alteraciones antes de la carga está siendo puesto en duda. INSIGHT La Publicación para el equipo implantológico*. ASTRA TECH. Vol. 7 No. 1. 2005 p. 7-9
74. Rasmussen R. *Sistema Branemark de reconstrucción oral*. Barcelona. 1992
75. Salazar W., Mayorga E. *Sistemas de Retención par Sobredentaduras con implantes*. Publicación Científica Facultad de Odontología • UCR • N°8 • 2006
76. Smet E., Duyck J. y cols. *Timing of Loading-Immediate, Early, or Delayed in the Outcome of Implants in the Edentulous Mandible: A Prospective Clinical Trial*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. Volumen 2, Numero 4, 2007
77. Taylor R. *Laboratory Techniques for the Branemark System*. Quintessence books. Chicago. 1990
78. Taylor T. *Dental Implants Are They for me*. Quintessence. USA. 1948

79. Takanashi Y., Penrod J., Lund J., Feine J. *A Cost Comparison of Mandibular Two-Implant Overdenture and Conventional Denture Treatment*. The Int Jou of Prosth. Vol. 17, No. 2, 2004
80. Wahab L., Sadig W. *The Effect of Location and Number of Endosseous Implants on Retention and Stability of Magnetically Retained Mandibular Overdentures. An In Vitro Study*. The Int Jour of Prosth. Vol. 21, No. 6, 2008
81. Willson T. *ITI Dental Implants Planning, Placement Restoration, and Maintenance*. Illinois. 1993
82. Willson T. Kennet J. *Fundamental of Periodontics*, 2nd edition. Edit. Quintessence books, Hong Kong. 2003
83. Zitzmann N., Marinello C. *A Review of Clinical and Technical Considerations for Fixed and Removable Implant Prosthesis in the Edentulous Mandible*. The Int Tour of Prosth. Vol. 15, No. 1, 2002