



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

GEOMETRÍA DE LOS IMPLANTES; SU ÉXITO EN LA
OSEOINTEGRACIÓN.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

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

P R E S E N T A:

PERLA LÓPEZ BOUCHAN

TUTORA: Esp. MARISOL PÉREZ-GASQUE BUILLA

MÉXICO, D.F.

2015



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Agradecimientos

A mi mamá, por su paciencia, apoyo, amor y sobretodo su gran empeño en ayudarme a concluir ésta etapa tan importante de mi vida. Gracias, te amo con el alma.

A mi hermano, por su infinito apoyo siempre, su compañía en todos estos años, sus palabras de aliento y comprensión. Te amo Tribilin.

A mi abuelita, que siempre estuvo cuando más la necesite, por apoyarme en todos los aspectos y siempre darme un sabio consejo, por el esfuerzo de todos estos años. Gracias por tanto, la amo.

A Vic, por haberme acompañado en esta etapa y que donde quiera que se encuentre sé que estará orgulloso y feliz por qué todo el esfuerzo valió la pena. Te extrañaré siempre, gracias por tanto.

A mi familia, que siempre encontraban la manera de apoyarme y brindarme su cariño, por darme aliento para seguir y nunca desistir de esta meta. Los amo a cada uno de ustedes.

A Miguel, por acompañarme en los inicios de esta travesía, por apoyarme y darme el mejor ejemplo para continuar. Gracias, siempre estás presente.

A mis amigos y compañeros de vida por acompañarme en esta etapa, me dieron su apoyo de la manera más prudente y sé que siempre estarán conmigo, los quiero y valoro mucho.

A la doctora Marisol Pérez-Gasque Builla, le agradezco por apoyarme a concluir este trabajo, por enseñarme y alentarme a continuar mi preparación profesional. Millones de gracias por todo, la quiero, estimo y admiro demasiado.

A mi alma mater, la Universidad Nacional Autónoma de México y a la Facultad de Odontología por brindarme lo más importante en mi vida que es la carrera, por enseñarme y orientarme a siempre dar lo mejor de mí; por darme alas para volar y raíces para volver siempre a ella.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	5
OBJETIVOS	6
CAPÍTULO I	
ANTECEDENTES.	
1.1 Implantes dentales	7
1.2 Oseointegración; antecedentes y conceptos	15
1.2 Biomateriales	17
1.2.1 Titanio	17
1.2.2 Hidroxiapatita	19
1.2.3 SLActive®	19
1.2.4 Roxolid®	21
1.2.5 UnicCa®	22
1.2.6 Otros materiales	23
CAPÍTULO II	
INTERFASE HUESO IMPLANTE Y CICATRIZACIÓN ÓSEA.	
2.1 Tipos de hueso	24
2.2 Etapas de cicatrización ósea	27
2.3 Interface de tejido duro	30
2.3.1 Fibrointegración	36
2.3.2 Remodelación ósea	37
2.3.3 Anclaje del implante	37
CAPÍTULO III	
GEOMETRÍA DE LOS IMPLANTES.	
3.1 Definición de implante dental	39
3.2 Composición del cuerpo del implante	39
3.2.1 Plataforma del implante	40
3.2.2 Collar del implante	41
3.2.3 Cuerpo del implante	42
3.2.3.1 Implantes cilíndricos	42
3.2.3.2 Implantes roscados	43
3.2.4 Ápice del implante	43
3.2.5 Geometría de la rosca	44
3.2.5.1 Paso de rosca	45
3.2.5.2 Formas de la rosca	46
3.2.5.3 Profundidad de la rosca	47
3.3 Macro estructura del implante	48
3.3.1 Implantes endoóseos	48
3.3.1.1 Implantes lisos	49
3.3.1.2 Implantes roscados	49
3.3.1.3 Implantes Laser-Lok®	49
3.4 Micro estructura del implante	52
3.4.1 Procesos aditivos	52
3.4.2 Procesos de sustracción	52

CAPÍTULO IV

INFLUENCIA DE LA GEOMETRÍA DE LOS IMPLANTES EN LA OSEOINTEGRACIÓN

- 4.1 Influencia de la geometría del implante en la *Facilidad de colocación del implante* 55
- 4.2 Influencia de la geometría del implante en la *Oseointegración* 56
- 4.3 Influencia de la geometría del implante en la *pérdida marginal del hueso* 61
- 4.4 Estudios donde se confunden las influencias de la geometría del implante, el material y la topografía superficial en la *pérdida marginal de hueso.* 62

CONCLUSIONES 64

FUENTES DE INFORMACIÓN 65

INTRODUCCIÓN

Desde tiempos muy remotos el hombre ha intentado sustituir los dientes perdidos, ya sea por caries, traumatismos o enfermedad periodontal. La terapia con implantes dentales cuenta con el sustento científico siendo una excelente opción para el tratamiento de la pérdida de piezas dentales.

Los implantes dentales se han utilizado desde tiempos remotos, pero el concepto de oseointegración fue lo que revolucionó ésta técnica como una alternativa eficaz para la sustitución de la pérdida dental. Los implantes dentales se utilizan para solucionar problemas funcionales y estéticos.

En 1965, el profesor sueco *Per-Ingvar Branemark* definió por primera vez el concepto de oseointegración el cuál describió cómo una "*conexión directa, estructural y funcional entre hueso vital y la superficie del implante a nivel del microscopio de luz*".

La micro y macro geometría de los implantes ha sido modificada continuamente en los últimos años con el objetivo de mejorar las propiedades biológicas y mecánicas de los implantes para aumentar la superficie de contacto y mejorar la oseointegración.

OBJETIVOS

El objetivo principal de este trabajo es analizar las características morfológicas macro y microscópicas de los implantes dentales las cuáles influyen, entre otras, a la adecuada oseointegración entre el hueso receptor y el implante dental.

Analizar la influencia de la geometría de los implantes en el proceso de colocación, la pérdida de hueso marginal y la oseointegración.

CAPÍTULO I

ANTECEDENTES

1.1 Implantes Dentales

El hombre ha intentado resolver problemas asociados a la dentición desde la antigüedad. La primera evidencia del uso de implantes data del año 600 d.C. en la civilización Maya.¹

Además de las implantaciones dentales, los mayas también colocaban piedras preciosas y practicaban mutilaciones dentales por motivos estéticos o de superstición. Para estos procedimientos utilizaban taladros con brocas de madera, activados a mano, y arena como abrasivo. Antes del tratamiento dental, el paciente masticaba coca e ingería setas alucinógenas con fines anestésicos, ya que es lógico pensar que la intervención duraría unas cuantas horas.⁴¹

La implantología oral también se remonta históricamente al Oriente Medio. Gaillardot efectuó en 1862 una excavación en una tumba situada cerca de la antigua ciudad de Sidón. Este arqueólogo descubrió un aparato protésico que data del año 400 a.C. y que constaba de cuatro dientes inferiores naturales que sujetaban entre ellos dos dientes esculpidos en marfil utilizando como prótesis de dos incisivos ausentes; la estructura estaba unida con un alambre de oro.⁴¹

En diferentes épocas y culturas, la sustitución de dientes fue concebida de muy diversas maneras. En la época medieval los cirujanos barberos, ante las exigencias de nobles y militares de rango, pusieron de moda los trasplantes dentales, utilizando como donantes a sirvientes y plebeyos. Posteriormente, dichas prácticas fueron abandonadas ante continuos fracasos y posibles transmisiones de enfermedades.

Las mujeres de la corte de las antiguas dinastías egipcias recibían implantes intraóseos de dientes de animales y dientes artificiales esculpidos en marfil. En realidad, la caída dental se consideraba como un obstáculo tan grande que antes de la momificación o preparación para el entierro, se implantaban dientes artificiales o animales en el maxilar del cadáver a efectos de prepararle debidamente para la otra vida.⁴¹

MEDIEVO.

La era medieval de la implantología se refiere fundamentalmente al trasplante dental. Albucasis (también conocido como Abul Kasim), cirujano árabe (936-1013), describió las técnicas del trasplante y él mismo los fabricó con hueso de buey.⁴¹

Durante los siglos XV y XVI, se diseñaron en Japón prótesis dentales de madera que actuaban como una corona con perno. La clavija de la prótesis se introducía en el canal radicular del diente desvitalizado y carente de corona. Ésta es una prueba de las primeras prótesis endodóncicas reforzadas con implante.⁴¹

Ambrosio Paré, eminente cirujano del siglo XVI, resalto las ventajas del trasplante. Morse explicó la descripción de Paré de 1530 de la siguiente manera: "*escuché a una persona de toda mi confianza, que vio como se le extraía un diente cariado a una dama de la corte y se le sustituía por otro sano, extraído simultáneamente a una de sus doncellas; el diente se acomodó con tal firmeza, que podía masticar con él como con los demás*". Este tipo de trasplantes adquirió popularidad entre la nobleza y los altos cargos militares.⁴¹

El trasplante dental recibió en el siglo XVIII el impulso de personajes tan conocidos como Pierre Fauchard (1678-1761) y John Hunter (1728-1793).

Este procedimiento acabó perdiendo popularidad a comienzos del siglo XIX.⁴¹

PERÍODO FUNDACIONAL.

La implantología bucal endoósea se inició en realidad en el siglo XIX. Maggilio introdujo en 1809 un implante de oro en el alveolo de un diente recién extraído. Este implante no estaba en realidad sumergido, aunque los tejidos permitieron que curara pasivamente sin necesidad de corona. La corona se fijo cuando el tejido estaba aparentemente sano.⁴¹

En 1845, Rogers estableció que la utilidad de las raíces como fijación de los dientes artificiales parece tan atractiva que incluso se concibió la idea de crear raíces (artificiales). Rogers sugirió que esta intervención había sido iniciada por Maggilio.⁴¹

La documentación de biomateriales implantados en el siglo XIX ha sido descrita por Harris y Edmunds, Harris indicó en 1887 que implantó una corona dental de porcelana sobre una raíz revestida de plomo en un alveolo creado artificialmente en el maxilar de un paciente chino en valle de Grass en California.⁴¹

Znamenski en 1891 describió la implantación de dientes de porcelana, gutapercha y goma, y Bonwell en 1895 la implantación de uno o dos tubos de oro o iridio como soporte de dientes o coronas aislados.⁴¹

ERA PREMODERNA.

E. J. Greenfield utilizó, en 1910, una cesta de iridio y oro de 24 quilates, que introducía en el alvéolo. Este último autor podría ser considerado como el científico que en 1915 documentó las bases de la implantología, haciendo referencia a las normas sanitarias de limpieza y

esterilidad introduciendo conceptos como a relevancia de la íntima asociación entre el hueso y el implante antes de pasar a la siguiente etapa, describiendo el concepto de implante sumergido, la cicatrización del tejido bucal y la inmovilidad del implante, aconsejando un periodo de curación de tres meses sin sobrecarga alguna.²

En la década de los cincuenta, se trabajaba en Italia la implantología yuxtaósea: Marziani abría un colgajo, tomaba la impresión del hueso y luego, al mes, volvía a abrir y colocaba la infraestructura de tantalio. Formiggini diseñó un implante intraóseo en espiral (primero de *tantalium* y luego de *vitalium*).²

En Zaragoza, España, Pascual Vallespín realizó novedosas modificaciones en la técnica de implantes subperiósticos, introduciendo conceptos vigentes hoy en día, como es el realizar la incisión fuera de la cresta alveolar para cubrir perfectamente el implante.²

En 1957, en Alcira (Valencia), Perrón comenzó a poner los implantes intraóseos según la técnica de Formiggini, pero modificó su diseño, ideando el implante prismático hueco.²

En la década de los años sesenta estuvo dominada por el trabajo de Linkow, que desarrolló el implante de rosca de Lw y el de hoja, que predominó hasta la década de los ochentas.²

P.I. Branemark sentó las bases de la implantología actual, que durante la misma época realizó un trabajo de investigación. Su implante tenía forma roscada, similar a muchos otros diseños, pero utilizó titanio comercialmente puro, y una serie de elementos maquinados de precisión para la inserción del implante, el cual se dejaba sumergido por cuatro a seis meses con el fin de evitar trauma biológico y mecánico para posteriormente ser conectado al medio oral y cumplir con las demandas

funcionales. La superficie del implante debería ser adecuadamente preparada y esterilizada. La colocación del implante debería ser manejada con un estricto protocolo de asepsia. El resultado de lo anterior fue el concepto de oseointegración.

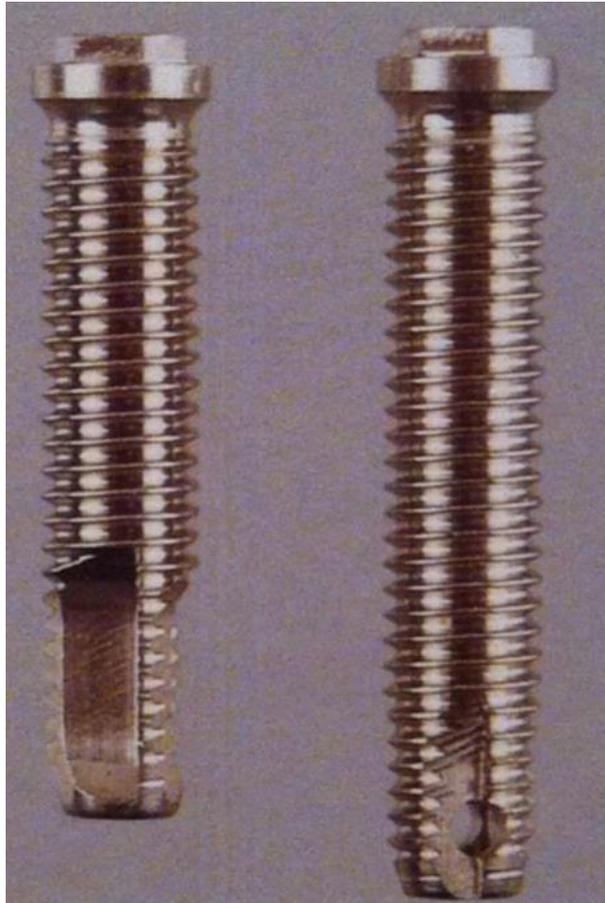


Fig. 1 Implante de tornillo de Branemark®.

En 1967, Shanhaus desarrolló los implantes cerámicos roscados, y en ese mismo año Linkow desarrolló el implante Ventplant, cuyo tornillo era autorroscable. Posteriormente, en 1968, apareció el implante endoóseo en extensión, más conocido como implante laminar, realizado en titanio ligero y resistente a la corrosión.

En 1970, Roberts y Roberts diseñaron el implante endoóseo *ramus blade* "lámina de rama". En 1971, el doctor Cosme Salomó diseñó los implantes endoóseos a esfera, consistentes en una esfera y un vástago cilíndrico,

ambos de tantalio. En 1973, Grenoble colocó por primera vez implantes de carbón vítreo.



Fig. 2 Implante de lámina de rama

A principios de la década de los ochenta, Calcitek Corporation desarrolló la *calcitita*: hidroxiapatita cerámica policristalina. Más tarde, a lo largo de esa misma década, son desarrollados por distintos centros de investigación y con apoyo industrial, implantes con estructura de titanio recubiertos de hidroxiapatita, en lo general endoóseos.²

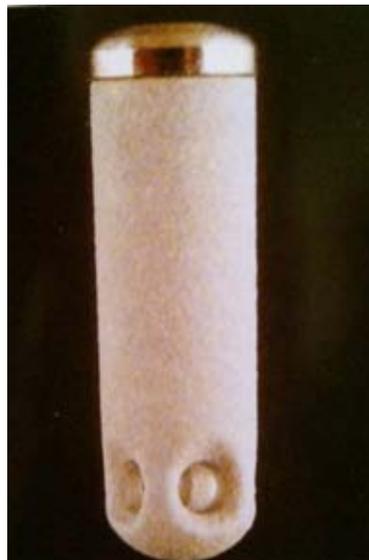


Fig.3 Implante Calcitek®.

Durante la década de los años noventa, la implantología dental ha conseguido consolidarse como una nueva disciplina quirúrgica dentro del campo de la odontología. Hoy día, el tratamiento con implantes dentales en pacientes con edentulismos totales o parciales se considera un procedimiento quirúrgico-prostodóntico predecible.

La demanda en los tratamientos con implantes y el tratar de acortar los tiempos de cicatrización a llevado las mayores exigencias implantológicas y los continuos avances a la investigación en el campo de la implantología, permitiendo el desarrollo y perfeccionamiento en las técnicas y materiales dando por resultado tratamientos predecibles, funcionales y estéticos.

En 1975, Small reportó el desarrollo de su implante transmandibular. El implante era insertado a través de una incisión exponiendo el borde inferior de la mandíbula. Se colocaban cinco o siete pines en orificios de la sínfisis con la finalidad de lograr una fijación bicortical y dos de los pines eran usados para colocar una estructura a modo de sobredentadura.

En el Instituto Straumann se desarrolló un sistema que permitía mayor facilidad en la técnica quirúrgica, proporcionando una mejor estabilidad primaria del implante de una sola fase al cuál denominaron *sistema ITI* de cilindro y tornillos huecos desarrollado por los suizos. Este sistema presenta la característica de tener una superficie de plasma de titanio para lograr una mayor traba mecánica en la interface.



Fig. 4 Implante ITI® de una fase.

En 1978, en Alemania aparece el sistema IMZ (*Intra-Movil-Zylinder*), cilindro con recubrimiento de plasma de titanio. Fue diseñado y probado por Kirsch varios años antes de ser comercializado. Una característica única de este sistema fue el elemento intramóvil que conectaba el implante con la parte protésica que pretendía reemplazar la función del ligamento periodontal.



Fig. 5 Cuerpo de implante IMZ®

En 1979 se comercializa el tornillo de cristal de zafiro, desarrollado en 1975 por Kawahara, y es conocido como *Bioceram*. Este implante ha sido usado extensamente en Japón, de una sola fase y lleva pocos años de investigación clínica que soporte su aceptación.

Al inicio de la década de los ochenta aparecen los implantes con recubrimientos de Hidroxiapatita, los cuales se suponía tenían propiedades osteoinductivas (biointegración) pero investigaciones a largo plazo han demostrado deficiencias cohesivas en la unión de titanio-hidroxiapatita.³

1.2 Oseointegración: antecedentes y conceptos.

El concepto de oseointegración nace cerca del año 1952, con las investigaciones del laboratorio para microscopia vital del Departamento de Anatomía de la Universidad de Lund en Suecia, en el cual se trabajaba con estudios in vivo por el entendimiento de la vascularización y comportamiento del movimiento y deformación de fluidos de diferentes especies a nivel óseo.⁴

El primer investigador que demostró claramente la oseointegración fue Schroeder de Suiza. Trabajó a mediados de la década de 1970 en la investigación de implantes anclados directamente en el hueso, en forma bastante independiente respecto a Branemark. Shroeder utilizó técnicas recién desarrolladas para cortar hueso sin descalcificar los implantes incluidos, sin separación previa de anclaje. Mediante ilustraciones excelentes para esa época, demostró la existencia de contacto directo entre el implante y el hueso (Schroeder y col., 1976, 1978, 1981).⁴²

En la conferencia celebrada en Harvard en 1978, se presentaron los estudios experimentales del grupo sueco de Göteborg dirigido por P.I. Branemark y T. Albrektsson. En 1952, el profesor Branemark comenzó a

realizar una investigación *in vitro* de la médula ósea en el peroné de conejo para conocer mejor la vascularización tras practicar traumatismos óseos.

El estudio se llevó a cabo introduciendo una cámara óptica de titanio en el hueso del conejo; al intentar retirar la cámara comprobó que no podía retirarla del hueso, ya que la estructura de titanio se había incorporado por completo en el hueso, y el tejido mineralizado era totalmente congruente con las microirregularidades de la superficie de titanio, lo anterior se describió como el proceso de oseointegración.²

Albrektsson y col., (1981) definieron una serie de factores básicos necesarios para obtener la oseointegración confiable de un implante.⁴²

Estos factores eran:

- 1) Biocompatibilidad.
- 2) Diseño.
- 3) Condiciones de la superficie del implante.
- 4) Estado del lecho del huésped.
- 5) Técnica quirúrgica de inserción.
- 6) Carga aplicada.

La oseointegración todavía hoy es tomada por algunos investigadores como una reacción orgánica primitiva y frecuente de cuerpo extraño ante un material implantado. Se cree que solo un factor biomecánico es el determinante de que se produzca un encapsulado fibroso o un recubrimiento óseo en torno al implante.⁴²

Podemos concluir entonces, que la oseointegración es la conexión firme, estable y duradera entre el implante dental y el tejido óseo formado a su alrededor. Esta formación de hueso está sujeta a los fenómenos de migración, proliferación y diferenciación celular que suceden en la denominada interfase hueso-implante.⁴

1.3 Biomateriales

La respuesta biológica dependerá de la preparación atraumática del lecho quirúrgico y del biomaterial utilizado teniendo en cuenta el tratamiento que se le haya dado a la superficie de titanio del implante.

Se define *biomaterial* como un material relativamente inerte, de forma natural, fabricado por el hombre, que se puede utilizar para ser implantado o servir de interface en tejidos vivos o fluidos biológicos sin provocar reacciones adversas a esos tejidos o fluidos; se puede utilizar en el diseño de elementos para reemplazar partes del cuerpo.³

1.3.1 Biocompatibilidad.

El concepto de biocompatibilidad se caracteriza por la ausencia de corrosión y deterioro del material que puede conducir a respuestas inflamatorias indeseables, muerte en el tejido circundante o la formación de trombos por efectos de coagulación inesperada sanguínea.⁴

1.3.2 Titanio

El titanio es uno de los materiales que mejor respuesta presenta en el organismo gracias a su resistencia a la corrosión y estabilidad mecánica durante la etapa de cicatrización. Es un material bioactivo, pues permite la colonización de su superficie por parte de las células osteoprogenitoras.⁴

Es uno de los biomateriales mas investigados en ortopedia y hoy usado en odontología. Se conoce como un material reactivo capaz de formar una película de óxido de titanio de 20 μm estable que permite una

osteogénesis de contacto, posee aceptable comportamiento biomecánico, ya que es capaz de mantener funcional la *ley de Wolff*, al lograr una distribución favorable de cargas. Por lo tanto, estamos hablando de un metal biocompatible que ha demostrado ser mecánicamente estable a través del tiempo.

Una vez formada y estable la capa de óxido, el implante entra en contacto óptimo con el hueso, dándose los procesos de cicatrización anquiolítica por medio de un proceso que opera a nivel molecular. Esto nos permite formular un modelo de unión hipotético que tiene tres componentes físicos, químicos y biológicos que aún falta descifrar.³

El proceso se inicia por la reacción espontánea del titanio ante el oxígeno, saturándose de éste, hasta formar una fina película de tetraóxido de Titanio (TiO₂) de 3 µm., que se encuentra ante un exudado inflamatorio rico en suero, agua, glicoproteínas, aminoácidos, etc.

Esto permite la hidroxilación del Titanio (TiOH₄), al producirse esta reacción química de los grupos hidroxilo tienen posibilidad de colocarse en forma anfotérica a un punto isoeléctrico, ante el cual el pH de 6.2 del medio permite cargas equilibradas; así tanto los anfolitos como los aminoácidos presentes tiene la posibilidad de expresarse (TiCOOH) (NH₄OH), además de los iones OH libres capaces de unirse con iones Ca y PO₄ que también están disponibles para lograr la saturación de los cristales de hidroxiapatita presentes en el colágeno óseo.³

Albrektsson y col. Han observado en el microscopio electrónico de alta resolución esta matriz de material amorfo que contiene proteoglicanos que permiten conformar el llamado cemento osteointerdigitado que ayudaría a completar este evento al unir las fibras colágenas disponibles altamente mineralizadas al metal.

Este modelo de unión hipotético está por ser probado fraccionadamente a nivel de biología molecular, lo que nos permitiría un mejor entendimiento de la oseointegración.³



Fig. 6 Tipos de implantes

1.3.2 Hidroxiapatita

Este biomaterial cerámico de fosfato de calcio policristalino, no poroso y denso, está relacionado con la *biointegración*, y una osteogénesis de intercambio por su comportamiento. En los estudios microscópicos las cubiertas bioactivas de fosfato de calcio de segunda generación han mostrado crecimientos en su superficie debido a que la alta energía superficial del cristal puro hace de éste un material osteoconductor, lo que constituye un lecho ideal para el crecimiento óseo a partir de proteínas morfogénicas posicionadas sobre éste, permitiendo un verdadero intercambio bioquímico, que daría cabida a la redefinición de la *oseointegración* como *biointegración*.³

1.3.3 SLActive®.

El objetivo final de una superficie de implantes durante la osteointegración es conseguir una cicatrización más rápida y una mejor calidad del anclaje, lo cual aumenta la seguridad durante la fase de

cicatrización y facilita una conexión estructural y funcional superior entre el hueso vital y el implante.²⁹

La superficie SLActive® está diseñada para facilitar un tratamiento más seguro y rápido, reduciendo el periodo de cicatrización de 6 - 8 semanas a solo 3 - 4 semanas en todas las indicaciones.²⁹

La clave para que se inicie el proceso de cicatrización es la formación de coágulos sanguíneos en la superficie del implante. Las propiedades hidrófilas y químicamente activas de SLActive® proporcionan una superficie accesible más extensa para mejorar la adsorción de las proteínas de la sangre y la formación de redes de fibrina. Estas condiciones son ideales para la formación de coágulos sanguíneos y para el inicio del proceso de cicatrización.^{29,30,31}

Para que la osteointegración resulte satisfactoria es esencial que se construya muy rápidamente un sistema vascular funcional. La formación de vasos sanguíneos es un proceso continuo en la cicatrización después de la cirugía. Se ha demostrado que la superficie SLActive® estimula mucho más el crecimiento de vasos sanguíneos que las superficies hidrófobas.^{31,32}

Construir una mayor base ósea es fundamental para el tratamiento con implantes. La superficie SLActive® contribuye a acelerar la maduración ósea³³. En un estudio preclínico y en un estudio in vitro³¹ se ha determinado un mayor grado de mineralización de células óseas. Además, un estudio histológico en seres humanos confirmó que el proceso de cicatrización de SLActive® era más rápido, tal y como demostró el hecho de que el contacto entre el hueso y el implante (BIC) fuera mayor al cabo de 2 semanas y mucho mayor al cabo de 4 semanas.

La mayoría de los fracasos de los implantes tienen lugar en la primera fase crítica de cicatrización, entre 2 y 4 semanas después de la colocación del implante³⁶. SLActive® está diseñada para ofrecer mejores propiedades de osteointegración logrando una mejor estabilidad secundaria en menos tiempo que las superficies hidrófobas, por lo que se reducen los riesgos durante el periodo de cicatrización y se elimina la pérdida de estabilidad.³⁷



Fig. 7 Implante SLActive con superficie hidrofílica.

1.3.4 Roxolid®.

Es una aleación metálica compuesta 15% por zirconio y 85% de titanio que conduce un aumento mecánico de la resistencia en comparación con el titanio puro. Esta resistencia es comparada con el titanio puro reportado por Kobayashi y cols en 1995.³⁸

En un estudio realizado por Bernard y cols en 2009³⁹ se demostró que esta aleación tiene hasta un 40% más resistencia a la fatiga que los

implantes de titanio. Además, se ha demostrado que las aleaciones titanio-zirconio tienen una mejor biocompatibilidad que el titanio puro.³⁹

Más allá de eso, los implantes Roxolid con superficie SLActive demostraron propiedades de osteointegración que eran al menos tan buena o incluso superiores a las de los implantes de titanio con la superficie SLActive.⁴⁰ En estudios en humanos, se comprobó que el proceso de osteointegración era más corto con implantes de superficie SLActive.⁴⁰

1.3.5 UnicCa®.

Es una nueva superficie para los implantes BTI que consiste en la modificación química de la superficie *óptima* con iones calcio.

La superficie *óptima* de BTI consta de una triple rugosidad según la zona del implante: cuello, espiras o valles adaptándose así a los diferentes tejidos y las necesidades biomécanicas logrando así una mejora en la osteointegración y minimizando los riesgos de periimplantitis.

El calcio es un ión bioinorgánico con funciones decisivas durante todos los procesos de regeneración ósea. Estos iones se liberan en dos fases:

1. Ocurre en el momento de la implantación y dura unos minutos: coagulación en la superficie del implante, adhesión y activación plaquetaria y liberación de factores de crecimiento.^{20,21} La formación de la matriz en el gap implante-hueso consigue una estabilidad del implante instantánea.^{22,23}
2. La liberación se prolonga durante varios meses permitiendo mantener una concentración cálcica fundamental para la osteointegración.^{23,24,25}



Fig.8 Implante UnicCa con coágulo sanguíneo.

1.3.6 Otros materiales

Con las aleaciones metálicas con cromo, cobalto y tantalio o productos cerámicos no bioactivos (carbón, alúmina) en esta unión con el tejido óseo se ha visto interpuesta una capa de tejido fibroso produciéndose una osteogénesis distante a esta cápsula fibrosa. A este lecho histológico se le ha definido como *fibrooseointegración*.

Algunos autores como Weiss, y cols en 1987 intentan dar explicación y fisiología a este tejido conectivo capsular sin ningún arreglo funcional, hablando de él como un tejido periimplantario con funciones similares a las del ligamento periodontal, cosa que dista mucho de la realidad.

Dentro de los factores determinantes de esta respuesta cicatricial está la preparación traumática del lecho quirúrgico o la carga prematura a la que se somete el implante, lo que es contrario a los protocolos de oseointegración.³

CAPÍTULO II

INTERFASE HUESO IMPLANTE Y CICATRIZACIÓN ÓSEA

2.1 Tipos de hueso

El hueso alveolar está formado por dos estructuras: el proceso alveolar y la cortical alveolar. Una lesión en éste tipo de hueso, como la producida por el procedimiento de inserción de un implante dental, se recupera siguiendo las etapas del proceso de cicatrización del hueso intramembranoso.⁴

Se denomina calidad del hueso a la relación de cantidad existente entre la proporción de hueso cortical alveolar y la proporción de hueso trabecular del proceso alveolar. Lekholm y Zarb (1985) clasificaron la calidad del hueso valorandolo en función de la densidad ósea existente y se clasifica en las siguientes categorías:

- **Hueso tipo 1:** El hueso se compone casi exclusivamente de hueso compacto. La mayoría del hueso maxilar es compacto y homogéneo. Lo que significa que así todo el hueso es compacto y homogéneo.
- **Hueso tipo 2:** Hueso compacto ancho rodeado de hueso esponjoso denso. Una gruesa capa de hueso compacto rodea un núcleo de hueso esponjoso, denso y con buena trabeculación. Lo que significa una gruesa capa de hueso compacto rodea un núcleo de alta densidad de hueso trabecula.
- **Hueso tipo 3:** Cortical delgada rodea hueso esponjoso denso. El hueso cortical periférico se encuentra adelgazado, rodeando a un hueso medular de buena densidad y trabeculación. Lo que significa una fina capa de hueso compacto rodea un núcleo de alta densidad de hueso trabecular de favorable resistencia.

- **Hueso tipo 4:** Cortical fino y hueso esponjoso poco denso. El hueso cortical es muy fino, y rodea a un hueso esponjoso de mala calidad y poco denso. Lo que significa una muy fina capa de hueso cortical rodea un núcleo de baja densidad ósea trabecular.⁴

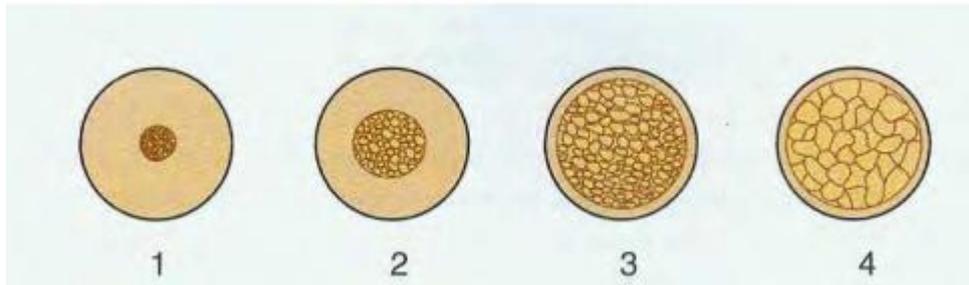


Fig. 9 Tipos de hueso según Lekholm & Zarb (1985)⁴

Existe otra clasificación que se basa en las características del mismo y las zonas en donde se localiza.¹⁸ Esta fue descrita por Misch y se clasifica de la siguiente manera:

- **D1 Hueso compacto denso:** localizado en la *región mandibular anterior atrofiada y desdentada*. Presenta buena estabilidad primaria para implantes, posibilidad de colocación de implantes cortos pero su irrigación sanguínea es reducida lo que es igual a un mayor tiempo de cicatrización.
- **D2 Hueso compacto denso y poroso-esponjoso con trabeculado denso:** localizado en la *región anterior y posterior de la mandíbula y región anterior del maxilar superior*. Presenta buena estabilidad primaria, buena irrigación sanguínea y proporciona una preparación sencilla del lecho del implante.
- **D3 Hueso compacto fino y poroso-esponjoso con trabeculado fino:** su localización es en la *región anterior y posterior del maxilar superior y región posterior de la mandíbula*. Presenta buena irrigación sanguínea pero una disminución del área de contacto entre implante y hueso (mayor número de implantes)

- **D4 Esponjoso con trabeculado:** se localiza en el *área de la tuberosidad fina*. Este hueso presenta dificultad para la preparación del lecho del implante, lo que significa que no proporciona una adecuada estabilidad primaria y también tiene una disminución del área de contacto entre el implante y el hueso receptor.¹¹

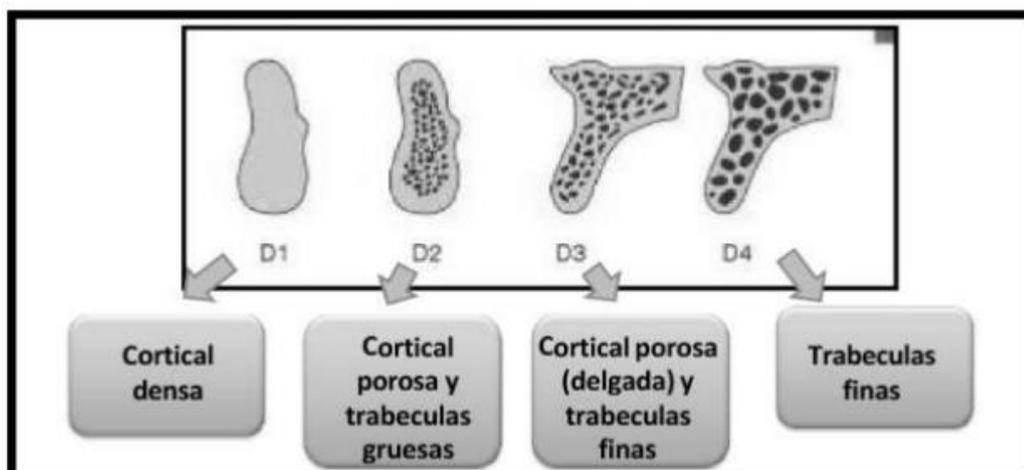


Fig. 10 Clasificación ósea según Misch.²⁷

La calidad del hueso representa un indicador de viabilidad para un tratamiento y procedimiento de inserción determinado. Debido a la mayor densidad y menor porosidad del hueso cortical, el hueso 1 y 2 presentan mayor estabilidad y mayor anclaje tras la inserción del implante dental. Sin embargo, por su cercanía con la médula ósea y el tejido hematopoyético, el hueso trabecular requiere un menor tiempo de cicatrización respecto al hueso cortical. Resulta más conveniente que el sitio de implantación tenga una calidad de hueso tipo 3 o 4.⁴

2.2 Etapas de la cicatrización ósea.

La cicatrización se da en tres fases o etapas:

1. **Formación del coagulo de sangre:** la biocompatibilidad del implante y hueso cortical es la modelación anabólica en superficies óseas. Éste callo es hueso inmaduro llenando el espacio de la interface hueso-implante. Estabiliza el implante sin carga durante la cicatrización posoperatoria, pero no tiene la fuerza necesaria para resistir la fuerza masticatoria.⁶

El callo se origina del periostio y endostio intacto, cerca de la herida, si es una cirugía con un trauma mínimo en el periostio o en su vascularización la cicatrización es favorable y más rápida.

Tiempo de duración: 2 a 6 semanas.

2. **Compactación lamelar:** La remodelación del callo empieza a reducir de tamaño orientándose conforme va madurando internamente el hueso, teniendo mayor fuerza y resistencia hasta formarse el hueso lamelar.

El hueso lamelar es depositado por aposición sobre el hueso entretejido formado en el callo que esta alrededor del implante y en el hueso trabecular peri-implantar.

El implante tiene mas estabilidad por el tipo de hueso lamelar ya que está más mineralizado.

Tiempo de duración: 6 a 18 semanas.⁶

3. **Remodelación de la interface:** La capa de hueso necrótico debe ser reemplazado por hueso vital para una integración a largo plazo (estabilidad secundaria). Esta remodelación se da por los conductos de resorción que vienen de la superficie del endostio

teniendo una orientación paralela a la interface hueso-implante.⁶
Esta involucra dos eventos fisiológicos:

- *Fenómeno regional acelerado*: es el mecanismo de cicatrización ósea y remodela los sitios de lesión ósea, y mineraliza el hueso recién formado. El proceso es completado 12 meses después de la formación de hueso.
- *Mantenimiento a largo plazo de la fijación rígida ósea*: Involucra una remodelación continua sin interrupción de la interfase del hueso de soporte. En el mecanismo de remodelación, los osteoclastos reabsorben el tejido más mineralizado, y los conos cortan remodelando al hueso anterior y más frágil. Éste mecanismo fisiológico mantiene la integridad estructural indefinidamente, siempre y cuando las cargas aplicadas estén dentro de los límites fisiológicos. Tiempo de duración es indefinido.⁶

El área de interfase está compuesta por hueso, tejido medular, hematoma mezclado con fragmentos de hueso debido al proceso de fresado.

Una vez que es colocado el implante, las células mesenquimatosas e inflamatorias van a migrar de los vasos sanguíneos adyacentes y el estroma medular hasta el área de interfase. El hematoma se sustituye por vasos sanguíneos proliferativos y por tejido conectivo. Las células gigantes multinucleadas son las encargadas de cubrir las superficies del implante que está en contacto directo con el tejido no mineralizado. Después estas células con el tiempo disminuyen aumentando la cantidad de contacto hueso-implante.²

En la fase temprana de cicatrización, el hueso mineralizado (fibroso o primario) va a ser formado por unas uniones osteoblásticas en las

superficies del hueso trabecular y cortical endóstico que rodean al implante.²

La reabsorción va seguida por la formación ósea, en el hueso cortical cerca de superficies del implante produciendo aumento del número de osteonas secundarias y formación ósea trenzada en los huecos que hay entre el implante y la superficie que se cortó del hueso en el procedimiento quirúrgico.

El hueso que se forma produce la condensación ósea, dentro y fuera del implante, por lo tanto la cantidad de hueso en las roscas y el contacto hueso-implante aumentará con el tiempo.²

En la última fase de cicatrización, el hueso laminar sustituye al hueso trenzado progresivamente.

El espacio que hay entre el tejido óseo mineralizado y la capa de plasma de titanio no es mayor a 10 Å y está lleno de material matriz, proteoglicanos. La cantidad de hueso en contacto con la superficie de un implante es mayor alrededor de las superficies lisas, y que la fuerza de unión hueso-implante es mayor en los de superficie rugosa. Una red de colágeno rodea a los osteocitos insertándose en la capa de glucoproteínas, fusionándose con la capa de óxido.²

Las trabeculas óseas crecen acercándose al implante haciendo contacto con la capa de plasma, por ellas llegan los vasos a dar nutrición, elementos celulares para la remodelación rodeando el implante; las células fibroblásticas y osteoblastos aumentan y al acercarse al implante se unen a la capa de óxido.²

2.3 Interfase de hueso-implante.

La interfase hueso-implante dental se caracteriza por las propiedades favorables al crecimiento y formación de nuevo hueso alveolar que posee el implante en su superficie y por el diseño del implante, lo que le permite distribuir adecuadamente las cargas mecánicas ejercidas durante la masticación.⁴

Esta interfase se considera como el resultado de la interacción de un conjunto de factores que modulan la respuesta biológica y que determinan el éxito de la oseointegración, entre estos factores se encuentra la respuesta inmune del paciente, el procedimiento de inserción, características fisiológicas del hueso receptor, factores mecánicos del implante y su superficie y la acción de fuerzas mecánicas sobre el hueso y el implante.⁴

Cualquier lesión ósea produce una reacción inflamatoria con resorción ósea y, como consecuencia, la activación de factores de crecimiento y la atracción mediante quimiotaxis, de células osteoprogenitoras hacia el sitio de la lesión. La diferenciación hacia osteoblastos induce una formación de hueso de reparación, que, en caso de fractura ósea, llevará a la fusión de ambos extremos.⁴

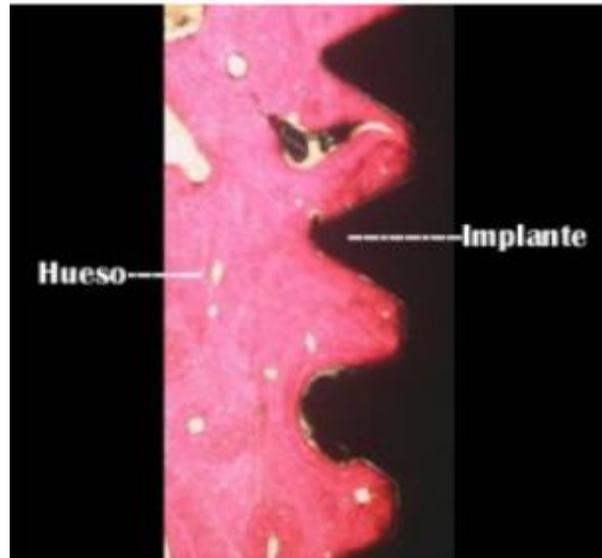


Fig. 11 interface hueso-implante.

En el caso de la inserción de un implante en un lecho preparado, provoca la aposición ósea en la superficie del implante, si éste último no es tóxico. Ocurre un equilibrio entre la resorción ósea y la formación ósea; ésta última solo ocurre si se produce una matriz intercelular que favorece la integración de cristales de apatita en una red de colágeno. Por ejemplo la osteocalcina, una proteína de matriz extracelular, modula el crecimiento de cristales de apatita.

El proceso de oseointegración después de haberse colocado un implante es similar al de una fractura ósea. Una respuesta de inflamación ligera, activada por los movimientos o estímulos eléctricos apropiados, puede mejorar la respuesta de cicatrización ósea, si se sobrepasan los límites biológicos el resultado será la pérdida del implante. Se ha reportado que cuando los micromovimientos en la interfaz exceden los 150 nm., no ocurre la diferenciación hacia osteoblastos; por el contrario, se forma una cicatriz fibrosa entre el hueso y la superficie del implante.⁵

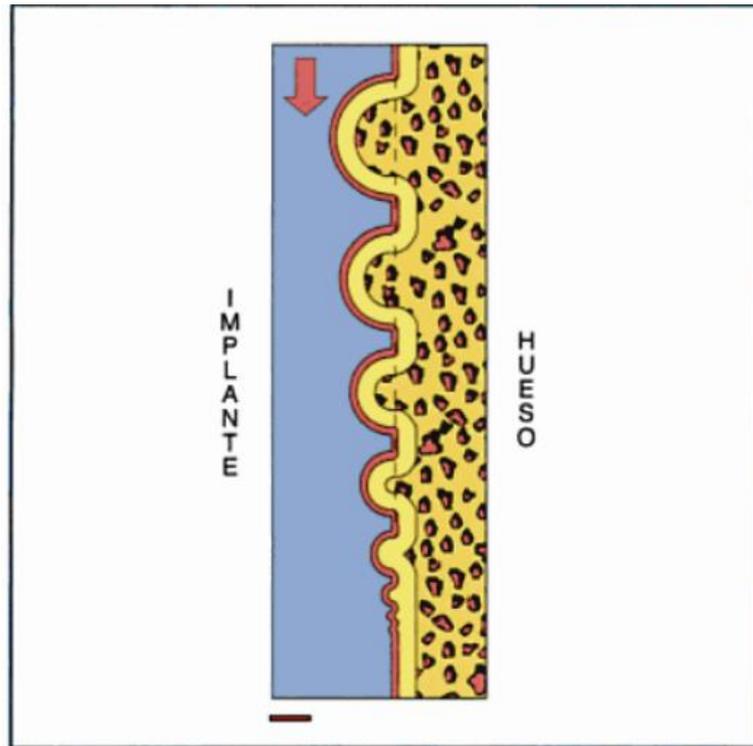


Fig. 12 Interfase hueso-implante.

Los osteoclastos (células multinucleadas), que se originan a partir de la diferenciación celular, reabsorben el hueso a una velocidad de 50 a 100 nm diarios, dándose así el proceso de resorción.

Los preosteoblastos, derivados de las células mesenquimatosas primarias invasoras, dependen del potencial favorable de oxidación reducción (redox) del ambiente. Por tanto, se necesita un suministro vascular y una tensión de oxígeno apropiadas.⁵

En primer lugar, se forma con rapidez *hueso tejido* en el espacio entre el implante y el hueso. En segundo lugar, después de varios meses se reemplaza de manera progresiva con *hueso laminar* bajo la estimulación de carga. En tercer lugar, se alcanza un estado de *estabilidad* después de año y medio.⁵

- *Hueso tejido*: crece con rapidez hasta 100 nm. por día y en todas direcciones, se caracteriza por una orientación aleatoria de sus fibrillas de colágeno, su alta celularidad y un grado limitado de mineralización. La mineralización limitada alude a que la capacidad biomecánica del hueso es limitada, por tanto, se debe controlar la carga oclusiva. Este hueso crece por medio de aposición, que se origina a partir de la lesión ósea o por medio de la conducción, utilizando la superficie del implante como andamio. Las características de la superficie del implante son uno de los factores determinantes que influyen en la aposición ósea.⁵
- *Hueso laminar*: después de uno o dos meses, bajo el efecto de la carga, el hueso tejido que rodea al implante se convierte en hueso laminar. Este se caracteriza por capas paralelas de fibrillas de colágeno, cada una con su propia orientación, lo que explica el aspecto típico de luz polarizada. La aposición de hueso laminar ocurre a un ritmo lento de unos micrones al día.⁵

El éxito de la oseointegración depende de dos procesos previos: la osteoinducción y la osteoconducción. La *osteoinducción* es el proceso a través del cual las células madre se diferencian en las células *osteogénicas* que forman el tejido óseo. La deposición de nuevo hueso por parte de estas células se conoce como *osteogénesis*. La *osteoconducción* es el proceso en el cuál se formara hueso en la superficie del implante.

Existen dos tipos de osteogénesis: *osteogénesis a distancia* y *osteogénesis de contacto*. En la primera, el tejido óseo se forma desde la superficie del hueso circundante; en la segunda, la formación del tejido óseo se produce desde la superficie del implante. Es decir, la formación de hueso en la región preprotésica tiene dos direcciones: desde la

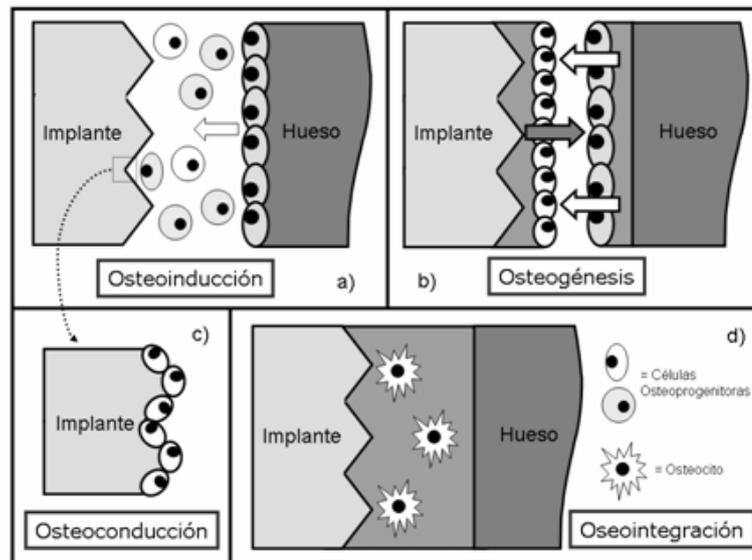
superficie del hueso circundante hacia el implante y desde la superficie del implante hacia el hueso circundante.⁴

Mecanismo	Descripción
<i>Osteoinducción</i>	Transformación de células precursoras en células osteogénicas.
<i>Osteogénesis</i>	Proceso en el que las células osteogénicas forman sitios de deposición de nuevo hueso.
<i>Osteoconducción</i>	Formación de hueso sobre la superficie del implante dental.

Tabla 1. Mecanismos de oseointegración

Una vez que la interface hueso-implante alcanza un estado estable, puede mantenerse por sí solo durante décadas, como se ha comprobado en la histología de implantes recuperados debido a fracturas de los aparatos.⁵

Los elementos que intervienen en una reparación ósea adecuada y una buena oseointegración son las células específicas (osteocitos, osteoblastos y osteoclastos), una nutrición adecuada de estas células y estímulo adecuado para la reparación del hueso.⁴



La *osteoinducción* (a) permite la diferenciación de las células osteoprogenitoras. La *osteogénesis* (b) es causada tanto por las células osteoprogenitoras que alcanzan la superficie del implante (osteogénesis de contacto, flecha gris) como por las células osteoprogenitoras que proliferan desde el borde del hueso (osteogénesis directa, flechas blancas). Estas células que proliferan colonizan la superficie del implante durante la denominada *osteconducción* (c). La adecuada formación y viabilidad del hueso (presencia de osteocitos) alrededor del implante permite que exista *oseointegración* (d) en la interfase hueso-implante.

Fig.13 Osteoconducción, osteoinducción, osteogénesis y oseointegración.

Se deben cumplir ciertos requisitos para conseguir una buena oseointegración y también existen unas circunstancias que pueden alterarla.² Estos requisitos son:

1.- Emplear materiales biocompatibles, y el titanio ha demostrado ser un elemento biocompatible, bioinerte, estable y con una tolerancia por los tejidos blandos muy buena.

2.- Utilizar una técnica quirúrgica atraumática que permita la elaboración de un lecho implantario con la menor producción de necrosis ósea. El fresado no debe sobrepasar los 47°C.

3.- La asepsia en todo el proceso implantológico es un factor importante para asegurar una buena oseointegración de los implantes.

4.- Los implantes deben de colocarse con buena estabilidad inicial.

5.- Tipo de implante: macroscópico y microscópico para conseguir una buena estabilidad primaria y un aumento de la superficie de contacto hueso-implante.

6.- Tipo de hueso del lecho receptor es importantísimo para asegurar la oseointegración de los implantes, tanto la cantidad de hueso en profundidad, como la anchura y sobretodo la calidad del hueso.

7.- Presencia de encía queratinizada que asegure una buena salud periimplantar para tener una mejor higiene de la zona y reducir procesos inflamatorios.

8.- La cicatrización se debe dar sin carga o micromovimientos.²

2.2.4 Fibrointegración

El implante queda separado del hueso por una o varias capas de tejido fibroso de origen conectivo. Este tejido está organizado, amortigua tensiones masticatorias, de la misma forma que el desmodonto alrededor del diente. En contacto con este tejido se halla el hueso, perfectamente reconstruido, con fuertes trabéculas cuya orientación se adapta a las nuevas tensiones.⁶

Hay cambios a corto plazo, dónde se demuestra que hay movilidad grado 1, ligado a la presencia de eritema posquirúrgico. En un mes, la cicatrización del implante es de tipo anquiolítico, mientras en el tercer mes

se nota un tejido de unión organizado, como consecuencia de la aparición de los primeros residuos haversianos del hueso próximo.⁶

2.2.5 Remodelación ósea.

Una vez que el hueso recibe cargas funcionales, hay una diferenciación osteoblástica donde se formará hueso nuevo.

El hueso únicamente se puede formar o reabsorber en cualquier superficie de periostio o endostio, no es capaz de un crecimiento intersticial, pues su estructura está mineralizada.

El hueso es un tejido vivo en recambio constante que se da de dos formas:

- **Remodelado estructural:** se da principalmente durante el crecimiento y dando el medio de adaptación esquelética a cargas funcionales y terapéuticas.
- **El modelado interno:** es un mecanismo de recambio óseo, reacciona a estímulos relacionados con la homeostasis de minerales (principalmente calcio) en el cuerpo, involucrando la activación de células, resorción y formación del hueso.⁶

2.2.6 Anclaje del implante.

La estabilidad del implante depende de la calidad y cantidad ósea. En caso de que no sea adecuado el hueso cortical para el anclaje del implante se debe permitir el tiempo necesario de cicatrización, protegiendo al implante de las cargas hasta que el hueso tenga resistencia.

Para los implantes en mandíbula se recomienda un periodo de tres meses, mientras para la mayoría de los implantes en maxilar es de seis meses, hay veces que es necesario aumentar el periodo de cicatrización en la zona del maxilar posterior. ²⁶

CAPÍTULO III

GEOMETRÍA DE LOS IMPLANTES

3.1 Definición de implante dental

Un implante se define como un dispositivo médico que se realiza a base de uno o más biomateriales colocados de manera intencional en el cuerpo, puesto de manera total o parcial bajo la superficie epitelial.⁷

El implante dental es una pieza metálica en forma de tornillo que sustituye piezas perdidas.⁸

3.2 Composición del cuerpo del implante.

El cuerpo del implante se divide en una plataforma, dentro de la cual ubicamos el collar implantario, un cuerpo y un ápice.⁹



Fig. 14 Partes del cuerpo del implante.

3.2.1 Plataforma del implante.

Es la parte estructural del implante que permite el ajuste pasivo transepitelial de los distintos aditamentos protésicos de un sistema de dos piezas, que van fijados mediante tornillos en el interior del implante.⁹

Representa la zona de transición entre el diseño del cuerpo implantario y la región transósea del implante, a nivel de la cresta del reborde. También puede diseñarse con el fin de sobresalir del tejido blando en algunos sistemas de implantes. Se caracteriza por ser la región donde se concentran las mayores tensiones mecánicas. Esta región del implante no está diseñada para soportar cargas, tal y como lo demuestra la pérdida ósea que suele ser común, independientemente del diseño o de la técnica. (9)



Fig. 15 Tipos de plataforma

La plataforma ofrece resistencia física a las cargas oclusales axiales. Se incluye a menudo un mecanismo antirotacional sobre la plataforma (hexágono externo) aunque puede extenderse hacia el interior del cuerpo del implante (hexágono interno, cono Morse, octágono y triangular). El cuerpo del implante tiene un diseño macroscópico y microscópico, mientras que la superficie es lisa, con el fin de impedir la retención de placa y la adaptación adecuada de los aditamentos protésicos, puede

localizarse por encima o por debajo del nivel de la cresta ósea: supraósea o infraósea, supracrestal o infracrestal.⁹

Un ajuste de alta precisión en las dimensiones del hexágono externo, plano por plano es necesario para la estabilidad de la conexión entre el cuerpo del implante y el pilar. Las conexiones internas pueden ser de tipo hexágono, octágono o triangular. Su conexión se produce por ajuste por deslizamiento o fricción, con fijación a tope o en bisel. Todas buscan proporcionar un anclaje perfecto de los componentes con una tolerancia mínima. La tendencia actual es dotar a los cabezales de un hexágono externo que impida los movimientos rotatorios de las supraestructuras.¹⁰

3.2.2 Collar del implante.

Esta porción sirve de conexión entre la parte oseointegrada y las supraestructuras protésicas. Existen pilares transmucosos con diferentes diámetros y alturas, de superficie externa pulida. La mayoría de los sistemas presentan esta porción como un componente enroscable al cuerpo del implante (tipo Branemark), sin embargo, en determinados sistemas de implantes, esta porción iría unida sin solución de continuidad con el cuerpo (*tipo ITI*).⁹



Fig.16 Tipos de collar

Los diseños varían desde recto hasta un diseño biselado, bisel inverso, liso, con tratamiento superficial, o micro roscado. Mejora la interface en la conexión del pilar, contribuye poco al soporte biomecánico, en la cresta ósea, donde las tensiones son más fuertes, tiene una altura limitada entre .5 y 1 mm lo que proporciona ventajas en la conexión biológica del pilar y limita las desventajas biomecánicas.⁹

3.2.3 Cuerpo del implante.

Es la parte fundamental del implante, es colocada quirúrgicamente en el interior del hueso. Dependiendo de la micro y macro estructura además del procedimiento quirúrgico se busca conseguir la estabilidad primaria para obtener la oseointegración. Existen dos tipos de cuerpo.²

3.2.3.1 Implantes Cilíndricos.

El implante presenta una superficie cilíndrica homogénea que fomenta una distribución favorable de la tensión y su colocación se realiza mediante mecanismos de presión axial o percusión, haciendo la inserción más sencilla, siendo una de sus desventajas lograr la estabilidad primaria por una sobreinstrumentación.²



Fig. 17 Implante cilíndrico

3.2.3.2 Implantes Roscados.

Presenta espiras propias de un tornillo y su colocación endoósea se realiza con la preparación del lecho quirúrgico mediante un sistema de fresas que permitirá posteriormente la colocación del implante. Requiere realizar más pasos quirúrgicos, pero se logra una estabilidad necesaria.²



Fig. 18 Implante Roscado

3.2.4 Ápice del implante.

La mayoría de los implantes con forma radicular tienen una sección transversal circular, lo que permite utilizar una fresa redonda para preparar un lecho redondo, en el que el cuerpo del implante encaje con precisión. Sin embargo, las secciones transversales redondas no resisten las fuerzas de torsión cuando se aprietan los tornillos del pilar o cuando los implantes unitarios independientes soportan una fuerza rotacional.

Como resultado, se incorpora un elemento antirrotacional, normalmente en la región apical del cuerpo del implante, con un orificio o abertura como diseño más habitual. En teoría, el hueso puede crecer a través del agujero apical y resistir las cargas de torsión que actúan sobre el implante. Además, la región del agujero apical puede aumentar la superficie disponible para transmitir las cargas de compresión al hueso.⁹

Una desventaja del agujero apical se produce al colocar el implante a través del suelo del seno, o cuando queda expuesto a través de la tabla cortical. Es posible que el agujero apical se obstruya de moco y se convierta en una fuente de contaminación retrógrada o bien se llene de tejido fibroso. Si el hueso apical tiene varios milímetros de altura, la región obstruida con tejido fibroso disminuye el contacto óseo en la región apical del implante. Este problema es muy importante si el cuerpo tiene una estructura de cesta abierta, es menos importante cuando el agujero vertical tiene 4 mm y es poco considerable si el agujero tiene 1 mm. La zona apical de un implante macizo (sin agujero apical) puede perforar cualquier tabla cortical adyacente y actuar como una cuña para cerrar la abertura.

Cuando el hueso se desarrolla sobre las zonas planas o los surcos, ejerce una compresión con cargas rotacionales. El extremo apical de cada implante debe ser plano en vez de en punta. Esto permite incorporar elementos de diseño a lo largo de todo el implante que maximicen los perfiles de deformación deseados.⁹

3.2.5 Geometría de la rosca.

Las roscas están diseñadas para maximizar el contacto inicial, mejorar la superficie y facilitar la disipación de tensiones en la interface hueso-implante. Es posible modificar la superficie funcional por unidad de longitud del implante variando tres parámetros de ésta geometría:

- ✓ El paso de la rosca (número de roscas por unidad de longitud)
- ✓ La forma y la profundidad de la misma (diferencia entre el diámetro mayor y el diámetro menor).¹⁰

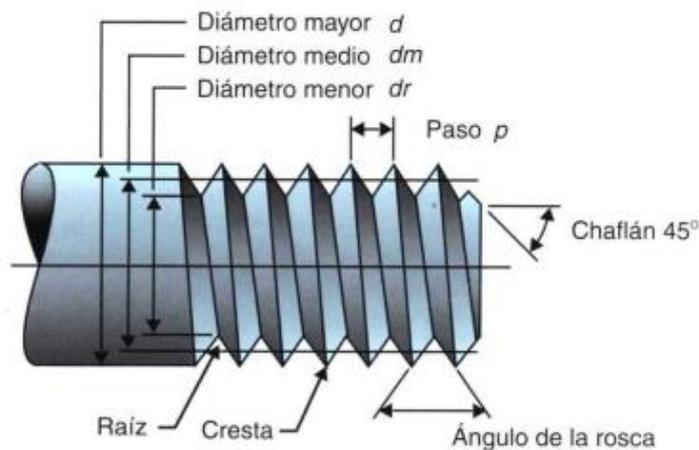


Fig 19 Tipos de diámetro en implante dental.

La profundidad de la rosca de 0.2 mm confiere menos superficie que un implante con 0.4 mm. Strong y cols. Han identificado 11 variables distintas que influyen sobre la superficie funcional global de un implante de este modo, el diseño del implante puede ser el método más fácil de aumentar de forma significativa la superficie y reducir el riesgo global que acecha a la interface implantaria. Las roscas del tornillo forman, habitualmente, un ángulo de 30°. ¹⁰

3.2.5.1 Paso de rosca

Se define como la distancia que se mide, de manera paralela a su eje, entre las roscas adyacentes o el número de roscas por unidad de longitud en el mismo plano axial y en el mismo lado del eje. Cuanto menor sea este paso, habrá más roscas por unidad de longitud en el cuerpo del implante, y por tanto la superficie de unidad de longitud en el cuerpo del implante será mayor. Es decir, al disminuir la distancia entre las roscas, aumenta el número de roscas por unidad de longitud. Por tanto, si aumenta la magnitud de la fuerza o disminuye la densidad ósea, habrá que reducir la distancia entre las roscas para aumentar la superficie funcional. ¹⁰

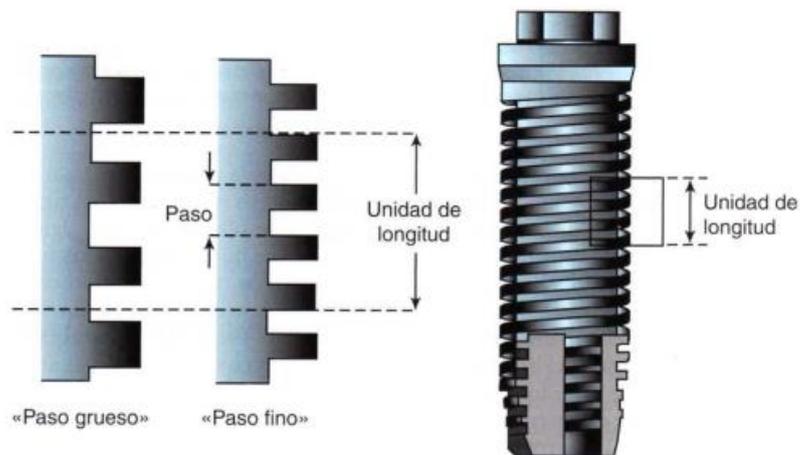


Fig. 20 Paso de rosca.

Se han diseñado pasos de rosca discontinuos que, teóricamente, permitirían una mayor penetración del hueso con mejores propiedades biomecánicas entre las roscas. Sin embargo, la existencia de menos roscas en este diseño por superficie del implante, tendría un peor resultado a la hora de distribuir el estrés biomecánico al hueso adyacente y además existiría menor posibilidad de estabilidad primaria.¹¹

3.2.5.2 Formas de la rosca.

Puede ser cuadrada, en "V" o inversa en dientes de sierra. La forma en "V" se denomina fijación y se utiliza principalmente para fijar las partes de metal entre sí, no para transferir cargas. La forma en inversa en diente de sierra fue diseñada inicialmente para las cargas extrusivas. Las aplicaciones de los implantes dentales establecen la necesidad de colocar una forma optimizada de las roscas para funcionar a largo plazo (transmisión de cargas) bajo cargas de transmisión oclusal e intrusiva (lo contrario a las cargas extrusivas). Las roscas cuadradas proporcionan un área superficial optimizada para la transmisión de cargas intrusivas o de compresión. Las cargas de cizallamiento son las más perjudiciales para el hueso.¹⁰

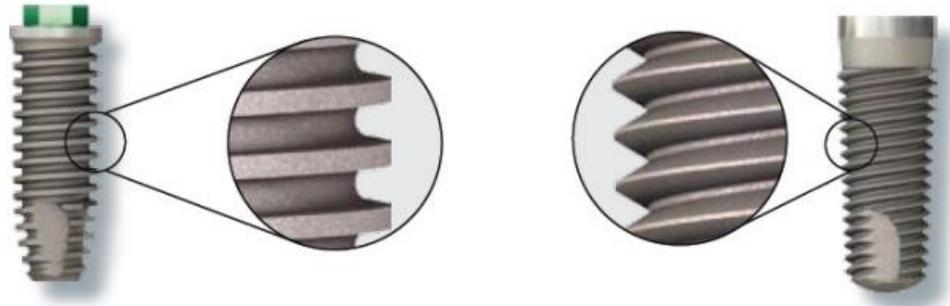


Fig. 21 Formas de la rosca.

Se ha observado en diferentes estudios que el diseño cuadrado proporciona índices de éxito en la arcada superior que en la inferior. Por tanto, la forma de la rosca puede alterar las condiciones de la carga funcional e influir sobre el tipo de fuerza que se transmite al hueso.¹⁰

3.2.5.3 Profundidad de la rosca.

Se refiere a la distancia entre el diámetro mayor y menor de la rosca. Cuanto mayor sea la profundidad, mayor superficie tendrá el implante, si los demás factores son iguales. La profundidad varía según el fabricante. Por ejemplo, la rosca inversa en diente de sierra de SteriOss tiene una profundidad de 0.24 mm. La profundidad de la mayoría de las rocas en V es de 0.375 mm. La forma de rosca cuadrada de los BioHorizons tiene una profundidad de 0.42mm. Por tanto, si todos los demás factores son iguales, cada uno de estos implantes tendría una superficie funcional directamente relacionada con la profundidad de la rosca, con los BioHorizons como implantes con la mayor superficie y SteriOss con la menor.¹⁰

La superficie es más importante en los implantes de menor longitud. Se pueden aplicar distintos revestimientos o tratamientos superficiales a cada uno de estos diseños, lo que puede aumentar la superficie para poder soportar las cargas aplicadas.¹⁰

3.3 Macro estructura del implante.

En la actualidad, casi todos los implantes endoóseos tienen un diseño cilíndrico o afilado, con forma de tornillo y enroscado.⁵

El diseño del cuerpo implantario en forma de tornillo, con un ápice romo, es la parte fundamental del implante colocado quirúrgicamente en el interior del hueso permitiendo la oseointegración.²

Dependiendo la morfología y el procedimiento quirúrgico utilizado para conseguir el anclaje primario se distinguen tipos básicos de implantes.²

3.3.1 Implantes endoóseos

Son colocados a través de la encía en el hueso sirviendo de pilares artificiales. Reúnen características fisicoquímicas en cuanto a biocompatibilidad, estabilidad química, rigidez y elasticidad, lo que ayuda a su integración ósea permitiendo situaciones de carga funcional.

Son tornillos de titanio comercialmente puros, en cuya composición se halla menos de 0.25% de impurezas. Se caracteriza porque al contacto con el aire o líquidos hísticos se oxida de forma superficial limitando los fenómenos de biocorrosión.²

3.3.1.1 Implantes Lisos

El implante presenta una superficie cilíndrica homogénea que fomenta una distribución favorable de la tensión y su colocación endoósea se realiza mediante mecanismos de presión axial o percusión. Su inserción es más sencilla, pero la obtención de una fijación primaria en ocasiones es más difícil si se produce una pequeña sobreinstrumentación.¹⁰

3.3.1.2 Implantes Roscados.

Presenta espiras propias de un tornillo y su colocación endoósea se realiza con la preparación del lecho quirúrgico mediante un sistema Branemark que permitirá posteriormente colocar el implante. Requiere más pasos quirúrgicos, pero presenta buena fijación primaria.¹⁰

3.3.1.3 Implantes Laser-lok®.

Los implantes dentales Laser-Lok® están diseñados específicamente para espacios limitados en la zona estética y se colocan fácilmente con fresas de 2.0 y 2.5 mm. El diseño de dos piezas de 3 mm ofrece flexibilidad para la reconstrucción en espacios reducidos. Se ha comprobado la eficacia del implante de 3 mm en forma de rosca cuando se lo coloca de inmediato.¹³

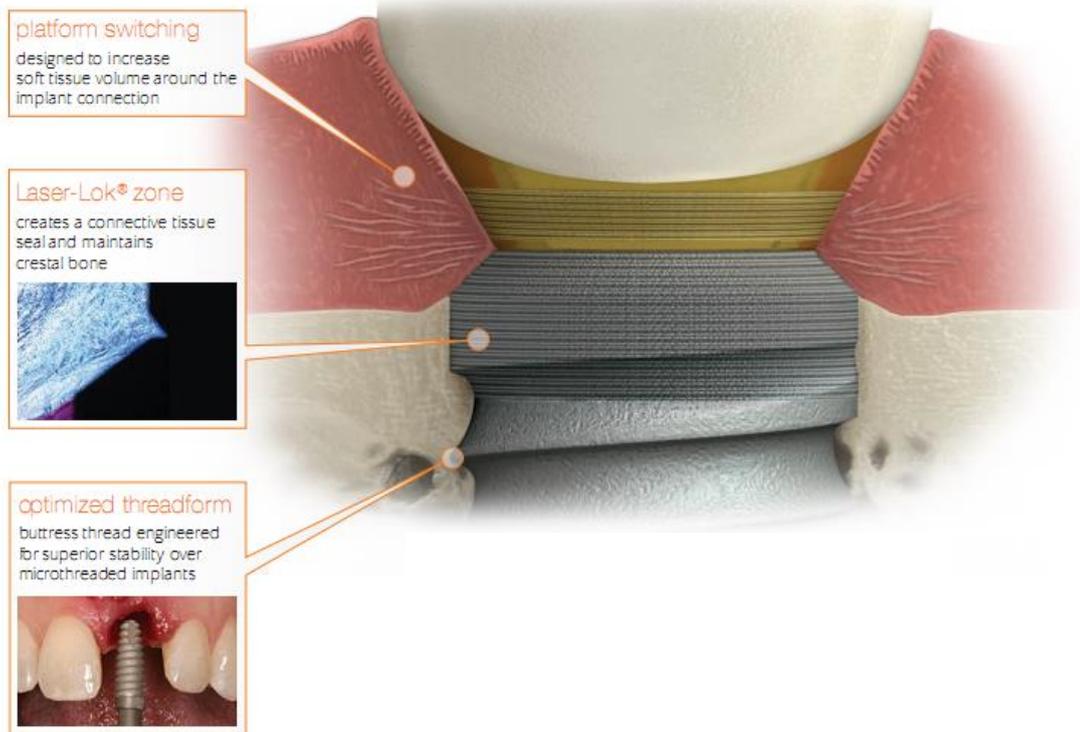


Fig.22 Laser-Lok® Implants Bio-Horizon®



Fig. 23 Comparativa Laser-Lok® e implante convencional.

Es el único tratamiento de superficie que ha demostrado provocar una verdadera adhesión física del tejido conectivo.¹¹ Laser-Lok® está formado por una serie de canales tamaño celular de alta precisión producidos con láser en la superficie de los implantes dentales y pilares.¹³

Se ha demostrado que provoca una respuesta biológica que incluye la inhibición del descenso epitelial y la unión de tejido conectivo (a diferencia de las fibras de Sharpey).^{21,22} Esta unión física produce un sellado biológico alrededor del implante que protege y mantiene la salud de la cresta ósea. Los implantes con tecnología Laser lok se ha demostrado en estudios post-mercado son eficaces en la reducción de la pérdida de hueso.^{16,17}

Los microcanales Laser lok® son una serie de células circunferenciales que se crean con precisión utilizando la tecnología de ablación con láser. Esta tecnología produce microcanales extremadamente consistentes que son de tamaño óptimo para unir y organizar tanto osteoblastos como fibroblastos.^{18,19}

3.4 Micro estructura del implante.

Un elemento clave en la reacción de los tejidos duro y blandos frente a un implante incluye las características de la superficie del implante, esto es, las propiedades físicas y químicas. Algunos materiales no son adecuados para el implante, porque tienen efectos secundarios tóxicos en las células. Algunos materiales son biocompatibles por que no provocan ninguna reacción inmune y son "pasivos" hacia el proceso de cicatrización del tejido (es decir, no producen reacciones adversas y no provocan reacciones que promueven la cicatrización). Por otra parte, algunos materiales, además de ciertas características de la superficie,

inducen la aposición ósea en la superficie del implante en forma osteoconductiva.

Antes de que Branemark aclarara los pasos quirúrgicos apropiados para obtener un contacto íntimo entre el hueso y el implante, conocido como *oseointegración*, los investigadores se concentraron en las características de la superficie para obtener la aposición ósea. Se buscaban superficies biocompatibles, si no bioactivas, logradas por procesos de adición o sustracción. El titanio, de preferencia el titanio puro comercial, se volvió estándar para los implantes endoóseos en ortopedia y periodontología.⁵

En la actualidad se utiliza el plasma de titanio, grabado ácido, doble grabado ácido y la hidroxiapatita como materiales para recubrir la superficie externa de los implantes. En determinados sistemas están recubiertos por un arenado de plasma de titanio utilizado para metales como para cerámicas. Crea una superficie rugosa y continua, a pesar de ser poroso, se caracteriza por su forma redondeada. Clínicamente la cubierta de plasma de titanio tiene ventajas:

- Aposición ósea acelerada en la fase de cicatrización.
- Aumenta el área de la superficie de contacto entre hueso- implante.
- Mejora el anclaje del implante.²

3.4.1 Procesos aditivos

La naturaleza química de la superficie del implante se modifica de manera importante si se recubre la superficie. Los fosfatos de calcio, sobretodo la hidroxiapatita, son materiales populares de recubrimiento debido a su parecido con el tejido óseo. El contenido de esta hidroxiapatita parece crucial,; los estudios *in vitro* demostraron que la respuesta celular, ejemplificada por osteoblastos, varía de acuerdo con la proporción entre calcio y fosfato y las impurezas.

Otra línea de investigación utilizó capas de *óxido de titanio* (TiO₂) aumentadas o modificadas para mejorar o acelerar la formación ósea. Esto se logra mediante anodización (técnica utilizada para modificar la superficie de un material) o procesamiento químico. El contenido de óxido de la capa de TiO₂ es esencial para que el proceso de nucleación (etapa de cambio de fase donde se generan pequeñas superficies de fase distintas a la existente, llamadas núcleos) forme precipitados de fosfato de calcio, que inducen la formación de hueso mineralizado.⁵

Otra línea de investigación incluye la integración de flúor en la capa de TiO₂. Estos iones se desplazan por el oxígeno que se origina a partir de los fosfatos, logrando así una unión covalente entre el hueso y la superficie del implante. También se sabe que la liberación de flúor inhibe la adhesión de proteoglicanos y glucoproteínas en la superficie de la hidroxiapatita, dos macromoléculas que se sabe que inhiben la mineralización. Además de este cambio químico, los aditivos de la superficie modifican, sobretodo, la microestructura de la superficie del implante, lo que influye en la adhesión de moléculas y células. Las últimas características del implante, con la "microaspereza" como un aspecto predominante, suelen generar procesos de sustracción durante la fabricación.⁵

3.4.2 Procesos de sustracción

Los procesos de elaboración para obtener una superficie apropiada del implante van desde el uso de máquinas(a lo que se denomina *girado* en los implantes con forma de tornillo) hasta el grabado ácido y el arenado. El grado de microaspereza ideal para la adhesión ósea depende en gran medida de la naturaleza química del implante. El grabado ácido y recubrimiento de arenado altera la microaspereza de la superficie del implante. Sin embargo, su efecto no se limita a esto, porque estos

procesos también modifican hasta cierto grado la química de la superficie. No obstante, predomina su impacto sobre la aspereza de la superficie, que es la razón por la que se aplica.⁵

CAPÍTULO IV

INFLUENCIA DE LA GEOMETRÍA DE LOS IMPLANTES EN LA OSEOINTEGRACIÓN

Aunque la medición de la osteointegración es fundamental para la investigación de los implantes, ninguna prueba clínica actual se considera del todo satisfactoria, sin embargo el rango de éxito de los implantes suele superar el 90%, basándonos en evidencia clínica (movilidad, radiografías, pérdida ósea a nivel de la cresta).²⁸

Varios estudios revelan que el diseño de un implante influye en el curso del tiempo de su osteointegración durante un período considerable después de la colocación y restauración. Para probar esta hipótesis, se diseñó un estudio en el que las variables independientes relacionadas fueron controlados cada una en 2 niveles: la geometría (roscado o cilíndrica) y revestimiento (plasma rociado de titanio [TPS] o con recubrimiento de hidroxapatita [HA]).²⁸

Este análisis se llevó a cabo durante 3 años, en el cuál incluían sólo a aquellos pacientes donde los resultados del examen completo de los tipos especificados estaban disponibles para la línea de base y los 3 años. Cada implante se clasificó de acuerdo a su geometría ya sea CYL (cilíndrico) o THD (roscado).²⁸

Este estudio demostró que los implantes con recubrimiento presentaron menor movilidad a las pruebas con periotest debido a la superficie del implante y no a la forma.²⁹

Un análisis realizado por profesores suecos se centró en la influencia de la geometría, y sugirió un ligero efecto sobre la estabilidad primaria, aunque no puede evitarse un sesgo derivado del cirujano. No hay

estudios con un foco específico en la influencia del material del implante o de la topografía superficial. . Éstos presentan ligeras evidencias de que la marca del implante puede asociarse con el tiempo requerido para la cirugía. Sin embargo, puesto que ninguno de los estudios presentaba ningún tipo de enmascaramiento, las referencias del investigador pueden haber influido tanto sobre los procedimientos reales del ensayo como sobre su presentación.³⁰

Un ensayo clínico con grupo control que se centró en la influencia de la geometría también ha sugerido que los cambios en la geometría del implante pueden mejorar la técnica de colocación, según el punto de vista del cirujano.³⁰

4.1 Influencia de la geometría del implante en: *Facilidad de colocación.*

Froberg y cols. compararon el comportamiento inicial del implante prototipo modificado MkIV del sistema Branemark® con el de implantes estándar en regiones con hueso de tipo 4, principalmente, en 44 pacientes. Los pacientes fueron tratados con implantes en 39 maxilares y 5 mandíbulas, y se realizó un seguimiento de 1 año. Los implantes MkIV requirieron con mayor frecuencia de un mayor torque de inserción, y mostraron una mayor estabilidad primaria que la del implante de control. Esta diferencia de estabilidad se niveló con el tiempo; en la intervención con el pilar y en la visita al cabo de 1 año, la estabilidad fue similar.³⁰

Friberg y cols. compararon la simplificación de la técnica quirúrgica de colocación mediante modificaciones de la geometría del tornillo. Se compararon implantes autorroscantes (MkII) del sistema Branemark y de tipo estándar. La nueva geometría del implante no tuvo un éxito total, por el hecho de que se encontraron ciertos problemas durante la inserción quirúrgica. Por todo ello, se modificó la geometría del implante y se evaluó

en un ensayo posterior con 563 implantes en 103 pacientes. Después de haberse modificado el equipamiento accionado por electricidad empleado para la colocación del implante, se obtuvo una ligera mejoría con la nueva geometría del implante.³⁰

4.2 Influencia de la geometría del implante en: *oseointegración*.

Se colocaron pares de implantes cilíndricos IMZ® con recubrimiento de plasma de titanio pulverizado o de tipo tornillo macizo ITI® también recubierto de plasma de titanio en la mandíbula de 40 pacientes con reabsorción moderada del hueso y se confeccionaron después de 3 meses sobredentaduras retenidas por retenedores de barra y clip. Se han presentado resultados después de 1 y 2 años. Sólo se perdió un implante IMZ®, lo que impide cualquier inferencia significativa acerca de la comparabilidad. Se asume que los recubrimientos de los implantes son idénticos, pero es dudosa la veracidad de ello. Además, la confusión con otras variables clínicas hace difícil obtener cualquier inferencia fuerte sobre la falta de influencia de la geometría del implante en la osteointegración.³⁰

Mau y cols. compararon los implantes IMZ® con recubrimiento de hidroxiapatita (HA) de plasma de titanio (TPF) durante 3 a 7 años. El TPF puede considerarse sinónimo del aerosol o pulverizado de plasma de titanio, TPS. La muestra en estudio constaba inicialmente de 313 pacientes con mandíbulas parcialmente desdentadas que se trataron en cinco centros clínicos alemanes. Debido a los abandonos iniciales, los fracasos implantarios, las transgresiones del protocolo o la falta de cumplimiento del paciente, el estudio describió los resultados de 89 pacientes asignados para la colocación de HA y 100 pacientes en los que se colocaron implantes con TPF. Se colocó un implante en cada paciente que sostenía un puente fijo combinado, con apoyo dentario e implantario.

Los criterios resultantes empleados fueron la pérdida de implantes, la pérdida significativa de hueso, los valores de Periotest y la movilidad manual del diente o del implante. Los investigadores utilizaron la prueba multivariable de rangos logarítmicos sobre los datos de supervivencia.³⁰

Además, se llevaron a cabo análisis por separado para los participantes que se desviaron del tratamiento asignado de acuerdo al principio de intención de tratamiento, así como análisis de sensibilidad que empleaban el escenario del mejor y del peor caso en estos pacientes. No se advirtieron diferencias entre las dos superficies en cuanto a la osteointegración, ni con ninguno de los otros criterios resultantes abordados en este ensayo.³⁰

Friberg y cols. compararon el comportamiento inicial de un prototipo modificado del implante MkIV del sistema Branemark™ con el de un implante estándar en regiones que poseen hueso tipo 4, principalmente, en 44 pacientes. Se realizó el seguimiento de los pacientes hasta 1 año, y la tasa acumulada de éxito al cabo de 1 año fue del 93% para el MkIV frente al 88% de los implantes convencionales (sin diferencias estadísticamente significativas).³⁰

Khang y cols. presentaron los resultados de unos implantes torneados (n=185) y grabados con ácido (n = 247) de la misma geometría fabricados por 3i, y colocados en 97 pacientes total o parcialmente desdentados por diversos cirujanos en dos clínicas. Los criterios de éxito fueron la ausencia de una imagen radiolúcida periimplantaria, movilidad, y de signos o síntomas persistentes de dolor o infección. La longitud y diámetro de los implantes varió, así como la proporción de implantes en los sectores anteriores y posteriores del maxilar y la mandíbula. Por ello, se analizaron las estadísticas de supervivencia con estimaciones generales de modelado, es decir, con análisis multivariables. Se identificó

la superficie del implante como un factor significativo para el desarrollo de la osteointegración.³⁰

De los 432 implantes iniciales se oseointegró una mayor proporción de los implantes grabados frente a los torneados (95 frente al 87%). La diferencia se mantuvo durante todo el período de observación tras la carga de los implantes. Se describen varios detalles sorprendentes. Uno de ellos es que el tiempo entre la colocación quirúrgica y la carga tuvo un promedio de 12,7 meses. Además, los descriptores temporales de las diversas fases del ensayo no se suman correctamente. En último lugar, a pesar de la asignación aleatoria del implante que se describe, se advirtieron marcadas asimetrías de la localización intraoral. No se proporcionaron detalles acerca de cómo se llevaron a cabo las ecuaciones generales de estimación y los análisis de Kaplan-Meier, ni se describió el abandono de pacientes ni la proporción de datos censados. Por todo ello, la descripción inadecuada arroja dudas sobre la validez general de este estudio.³⁰

Rocuzzo y cols. evaluaron en un estudio con doble enmascaramiento los resultados de unos implantes ITI® sometidos a chorreado y grabado ácido (SLA) (n = 68) y de aerosol de plasma de titanio (TPS) (n = 68) de la misma geometría. Se colocaron los implantes en las regiones posteriores de la mandíbula. No se describió ninguna pérdida de implantes durante la etapa de cicatrización y durante el seguimiento de 1 año. De este modo, parecía que las dos superficies eran comparables al abordar la osteointegración inicial, al menos para esta geometría implantaría, durante un período corto de tiempo. Debería señalarse que, en este ensayo, los implantes SLA fueron cargados al cabo de 43 días de la cirugía, mientras que los implantes TPS se cargaron tras 86 días.³⁰

Karlsson y cols. evaluaron, en un estudio clínico multicéntrico, unos implantes Astra Tech® torneados frente a los chorreados con TiO₂. Se

colocó en 50 pacientes un mínimo de un implante torneado y uno chorreado con TiO₂ con el fin de sostener puentes fijos en diversas localizaciones de ambas arcadas. Sólo 2 de los 129 de los implantes colocados en un principio, ambos de tipo torneado, fracasaron en su osteointegración. De este modo, no pudo demostrarse ninguna diferencia con respecto a la osteointegración inicial. Sin embargo, relacionar las tasas muy elevadas de éxito clínico ante una muestra en estudio relativamente pequeña impide sacar conclusiones generalizadas con sentido.³⁰

Wheeler describió los resultados del empleo de los 802 implantes del sistema Frialit®-2 en un gabinete privado. Se han empleado tanto las formas roscadas como las de ajuste por presión con tasas de supervivencia comparables (95 frente al 97%). El autor señaló que su experiencia fue que no se debería utilizar el empleo de implantes cilíndricos escalonados Frialit®-2 en situaciones de extracción inmediata.³⁰

Romeo y cols. compararon los implantes de tornillo hueco y de tornillo macizo fabricados por ITI® (n= 178) colocados en 109 pacientes parcialmente desdentados. Un estudio retrospectivo basado en tiempos de observación de entre 1 y 7 años indicó que el tornillo hueco y el macizo mostraban tasa de éxito bastante similares (95 frente al 93% después de 5 años).³⁰

Esto corrobora los hallazgos iniciales descritos por Buser y cols., estos últimos autores también describieron un rendimiento significativa mente mejor para los implantes de tornillo (n:= 1.780) frente a los cilindros (huecos) (n = 336) (96 frente al 91 % al cabo de 7 años). Esta conclusión se basaba en un estudio multicéntrico, con tiempos de observación entre 1 y 8 años, de 2.359 implantes colocados en 1.003 pacientes. El fabricante cesó la producción de tornillos huecos ITI® en 1997, no debido

a ningún resultado dramático desde un punto de vista clínico, sino debido a la estimación del riesgo que tuvo en cuenta la incapacidad de acceso al tratamiento en caso de infección en el hueso por dentro del implante. Los implantes del sistema Branemark® han tenido, desde su introducción, geometrías ligeramente diferentes. Los investigadores de Leuven, Bélgica, han publicado varios artículos para describir sus experiencias clínicas mediante el uso de los diferentes implantes y asociaciones respecto a diferentes resultados clínicos.³⁰

Los primeros estudios indicaban mejores resultados al utilizar implantes autorroscantes frente a los tipos más antiguos. Se obtuvieron resultados inferiores con un implante de tipo cónico introducido por Nobelpharma® en 1987, que se descartó unos años después debido a su escaso rendimiento clínico. Los trabajos recientes, que incluyen una acumulación de muestras de pacientes de los primeros artículos, no describen diferencias en el rendimiento como consecuencia de la influencia de las diferentes geometrías de los implantes del sistema Branemark.³⁰

Chuang y cols. llevaron a cabo un análisis retrospectivo de 2.349 implantes en 677 pacientes, con el fin de identificar factores de riesgo asociados con los fracasos de los implantes Bicon. Se utilizó un modelo de regresión multivariable ajustado que tenía en cuenta un efecto de acumulación de los fracasos de implantes dentro del mismo sujeto. Los fracasos implantarios no se asociaron con el recubrimiento (HA, TPS o torneado).³⁰

Weyant y Burt presentaron las probabilidades de supervivencia de 2.098 implantes colocados en 598 pacientes en múltiples clínicas dentales de veteranos de EE.UU. Los análisis estadísticos de modelado no identificaron diferencias acerca de la oseointegración entre los implantes recubiertos de HA y los de titanio. El estudio no mencionó qué marcas de

implantes se habían utilizado, lo que hizo difícil generalizar los resultados respecto a productos comerciales.³⁰

4.3 Influencia de la geometría del implante sobre la variable resultante: *pérdida marginal de hueso*.

Los implantes cilíndricos IMZ® con un recubrimiento de TPS, o los ITI® de tornillo macizo con TPS, colocados en la mandíbula con el fin de retener sobredentaduras mediante barra y clip han mostrado una pérdida media de hueso similar (0,6 mm) después de 1 año. La pérdida después de 2 años fue de 1,1 mm para los implantes IMZ® de una sola etapa, 0,8 mm para IMZ® de dos etapas, y 1,2 mm para los ITI® (una etapa).³⁰

El período relativamente corto de observación impide cualquier generalización acerca de la influencia de la geometría sobre la pérdida marginal de hueso.³⁰

Gatti y Chiapasco compararon, durante 2 años, implantes transmucosos de dos y de una pieza del sistema Branemark® en dos grupos de cinco pacientes cada uno de ellos. Se colocaron cuatro implantes en cada una de las arcadas inferiores, y se cargaron de forma inmediata con una sobredentadura. La reabsorción ósea no difirió de forma estadística mente significativa entre los dos grupos, lo que se debe, probablemente, al tamaño pequeño de la muestra.³⁷

Los implantes autorroscantes MkII del sistema Branemark® (n = 88) mostraron una pérdida ósea similar a los implantes estándar de dicho sistema (n = 91) en un período de 0 a 3 años (0,6 mm) 54.55 y de 0 a 5 años (0,8 mm).³⁰

Se emplearon, en un estudio retrospectivo, cuatro geometrías diferentes de implantes del sistema Branemark® y cuatro pilares distintos para

retener 82 coronas unitarias en 58 pacientes". Se observó, durante 2 años, una pérdida mayor de hueso alrededor de un implante de tipo cónico en comparación con los implantes de otras geometrías, esto es, 1,2 frente a 0,6 mm en el primer año, y +0,2 y +0,1 mm en el segundo año. Se llevó a cabo un diseño de estudio similar en Bélgica, que describía los resultados de 84 coronas unitarias sobre implantes del sistema Branemark® con cuatro geometrías diferentes, colocadas en 75 pacientes y a los que se realizó un seguimiento de 3 años. Se registró una mayor pérdida de hueso alrededor de los implantes cónicos (1,9 mm) frente a los otros diseños autorroscantes de implantes (0,6 mm).³⁰

4.4 Estudios donde se confunden las influencias de la geometría del implante, el material y la topografía superficial sobre: *pérdida marginal de hueso*.

Se compararon implantes con plasma de titanio (TPS) de tipo ITI® e implantes del sistema Branemark® en 3 x 29 pacientes, dentro de un ensayo multicéntrico realizado por Becker y cols.³⁰

Los pacientes fueron tratados en tres centros distintos, en cada uno de los cuales se utilizaba su propia técnica quirúrgica, es decir, protocolo de una etapa para los implantes ITI® (n = 78), y protocolo de una etapa (n = 80) y de dos etapas (n = 78) para los implantes del sistema Branemark®. Los cambios respectivos en las mediciones de la cresta ósea, después de aproximadamente 15 meses de observación, fueron de 1,3 mm (maxilar) y 1 mm (mandíbula) para los implantes ITI. Las cifras correspondientes para los implantes Branemark fueron de 0,1 y 0,1 mm para maxilar y mandíbula, respectivamente, en la colocación en una etapa, y de 0,2 y 0,4 mm para maxilar y mandíbula, en el protocolo de dos etapas. Los autores no llevaron a cabo ninguna comparación estadística entre las dos marcas de implantes en ninguna de las etapas.³⁰

Se colocaron en el sector anterior desdentado de la mandíbula de 15 pacientes, un implante rascado de titanio, otro cilíndrico de titanio con recubrimiento de hidroxiapatita (HA), y un tercero cilíndrico de titanio con recubrimiento de plasma de titanio (TPS), todos ellos fabricados por 3i®.³⁰

Los implantes TPS mostraron una pérdida marginal de hueso significativamente mayor que los otros implantes al cabo de 3 años. La pérdida marginal media de hueso fue de 0,7 mm (intervalo de 1 a 4 mm) para los implantes de titanio, 1,2 mm (intervalo de 1 a 4 mm) para los implantes de HA y de 2,5 mm (intervalo de 1 a 6 mm) para los de TPS. Se emplearon imágenes, que no permiten unas evaluaciones precisas (en especial, de menos de 0,5 mm), De este modo, es probable que el orden de rango de la pérdida ósea sea un hallazgo más apropiado que la cantidad real de pérdida marginal de hueso.³⁰

El momento inicial para determinar la pérdida marginal de hueso fue en la conexión de la prótesis. En este estudio se perdieron cinco implantes y no se proporcionan datos sobre la pérdida de hueso. El resto de implantes mostró una pérdida marginal de hueso que oscilaba entre 0 y 3 mm, después de 3 años. La pérdida marginal media de hueso fue de 0,3 mm (intervalo de 0 a 2 mm) para los implantes de titanio, 0,5 mm (intervalo de 0 a 1 mm) para los de HA y de 1,5 mm (intervalo de 0 a 3 mm) para los de TPS⁵³. Los hallazgos de este estudio refuerzan el orden de rango de la pérdida marginal de hueso observado en el estudio previo. Sin embargo, es complicada la comparación directa por el hecho de que se emplearon diferentes momentos de inicio.³⁰

CONCLUSIONES

La evidencia científica de la influencia de los materiales, la geometría y topografía superficial de los implantes sobre el rendimiento clínico es limitada, y no especialmente fiable, desde un punto de vista metodológico.

Los resultados científicos no arrojan datos precisos que sugieran que las modificaciones en la geometría de los implantes aumenten el porcentaje de éxito a largo plazo. Sin embargo los nuevos diseños en la microestructura del implante mejoran la estabilidad primaria así como proporcionan estructuras afines a cada uno de los tejidos que rodean al implante.

Este tipo de mejoras dan como resultado la posibilidad de acortar los tiempos de cicatrización y estabilidad de los tejidos por lo que este campo sigue en investigación constante con el objetivo de lograr implantes con una superficie bioactiva, lo que aportaría beneficios y mejoras al concepto de oseointegración.

FUENTES DE INFORMACIÓN.

1. Richard AR., DDS. Atlas en color. Sistema Branemark de Reconstrucción Oral. Madrid. Editorial Espaxs; 1992. Pp. 4.
2. Peñarrocha DM, Guarinos CJ, Sanchis BJM. Implantología oral. Barcelona; Editorial Ars Médica; 2002. Pp. 4.
3. Echeverri AM; Gonzáles MJM, Bernal DG. Oseointegración. 1ª Edición, Bogotá, Editorial Ecoe Ediciones, 2005. Pp. 4, 11-15.
4. Vanegas JC, Landinez NS, Garzón-Alvarado DA. Generalidades de la interfase hueso-implante dental. Rev Cubana Invest Bioméd. 2009 Jul-Sep: 28 (3): 130-146.
5. Carranza FA, Newman MG, Takei HH. Periodontología Clínica. 10ª Edición, Editorial McGraw Hill Ineramericana. México. 2010. Pp. 1073-1085.
6. Tizcareño M. Fundamentos Estéticos para la Rehabilitación de Implantes Oseointegrados. Editorial Artes Médicas, Brasil. 2006. Pp. 20-25.
7. Barbus C. Implantes Dentales. Editorial McGraw Hill Interamericana. México, D.F.. 1994. Pp. 28.
8. Matos D. Manual de Prótesis sobre Implantes; pasos clínicos y laboratoriales. Editorial Artes Médicas. Brasil, 2007. Pp. 32.
9. Hobo S, Ichida E, García LT. Oseointegración y rehabilitación oclusal. 1ª Edición. Editorial Marban. Madrid, 1996. Pp. 3-14, 37-39.
10. Misch CE. Prótesis Dental sobre Implantes. 1ª Edición. Editorial Elsevier. Madrid, 2006. Pp, 84-84.

11. Velasco E, Pato J, García A, Lorrio JM, Cruz JM. El tratamiento con implantes en pacientes edéntulos totales mandibulares mediante rehabilitación fija. *Avances en periodoncia* 2007; 3: 151-159.
12. es.biohorizon.com/laserlok.aspx.
13. Nevins M, Nevins ML, Camelo M, Boyesen JL, Kim DM. Human histologic evidence of a connective tissue attachment to a dental implant. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*: 28 (2) 2008.
14. Weiner S, Simon J, Ehrenberg DS, Zweig B, Ricci JL. The effects of laser microtextured collars upon crestal bone levels of dental implants. *Implant Dentistry*: 17 (2): 2008. Pp. 217-228.
15. Pecora GE, Ceccarel R, Bonelli IM, Alexander H, Ricci JL. Clinical evaluation of laser microtexturing for soft tissue and bone attachment to dental implants. *Implant Dent*. 2009; Feb: 18 (1): 57-66.
16. Bae HEK, Chung MK, Cha IH, Han DH. Marginal response tissue to different implant. *J Korean Acad Prosthodont*: 2008: 46 (6).
17. Ricci JK, Carvet J, Frenkel SR. Bone response to laser microtextured surfaces. *Bone Engineering* (Editor Davies JE). Canada 2000: chapter 25.
18. Frankel SR, Simon J, Alexander H, Dennis M, Ricci JL. Osseointegration on metallic implants surfaces: effects of microgeometry and growth factor treatment. *J Biomed Mater Res* 2002: 63 (6): 706-713.
19. Gupta S, Reviakine I. Platelet activation profiles on TiO₂: effect of Ca²⁺ binding to the surfaces. *Biointerphases* 2012; 7:
28. Anitua E, Prado R, Orive G, Tejero R. Effects of calcium-modified titanium implant surfaces on platelet activation, clot formation, and osseointegration. *J Biomed Mater Res A* 2014; 20072018:1-12.

20. Sánchez-Ilárduya MB, Trouche E, Tejero R, Orive G, Reviakine I, Anitua E. Time-dependent release of growth factors from implant surfaces treated with plasma rich in growth factors. *J Biomed Mater Res A* 2012;1-11.
21. Dvorak MM, Siddiqua A, Ward DT, Carter DH, Dallas SL, Nemeth EF, et al. Physiological changes in extracellular calcium concentration directly control osteoblast function in the absence of calciotropic hormones. *Proc Natl Acad Sci U S A* 2004;101:5140–5.
22. McKee MD, Nanci A. Osteopontin at mineralized tissue interfaces in bone, teeth, and osseointegrated implants: ultrastructural distribution and implications for mineralized tissue formation, turnover, and repair. *Microsc Res Tech* 1996;33:141–64.
23. Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. *J Dent Educ* 2003;67:932–49.
24. Patrick P. Odontología implantológica estética: manipulación del tejido blando y duro. Editorial Quintessence Books. Barcelona, 2001. Pp. 25, 48-57, 90-97.
25. <http://image.slidesharecdn.com/slidemicroimplantes-121125221238-phpapp02/95/biomecanica-microimplantes-en-ortodoncia-12-638.jpg?cb=1353903242>.
26. Geurs NC, Jeffcoat RL, McGlumphy EA, Reddy MS, Jeffcoat MK. Influence of implant geometry and surface characteristics on progressive osseointegration. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17:811-815.
27. Rupp F, Scheideler L, Olshanska N, de Wild M, Wieland M, Geis-Gerstorfer J. Enhancing surface free energy and hydrophilicity through chemical modification of microstructured titanium implant surfaces. *Journal of Biomedical Materials Research A*, 76(2):323-334, 2006.

28. De Wild M. Superhydrophilic SLActive® implants. Straumann document 151.52, 2005.
29. Katharina Maniura. Laboratory for Materials - Biology Interactions Empa, St. Gallen, Switzerland Protein and blood adsorption on Ti and TiZr implants as a model for osseointegration. EAO 22nd Annual Scientific Meeting, October 17 – 19 2013, Dublin.
30. Schwarz, F., et al., Bone regeneration in dehiscence-type defects at non-submerged and submerged chemically modified (SLActive®) and conventional SLA® titanium implants: an immunohistochemical study in dogs. *J Clin.Periodontol.* 35.1 (2008): 64–75.
31. Rausch-fan X, Qu Z, Wieland M, Matejka M, Schedle A. Differentiation and cytokine synthesis of human alveolar osteoblasts compared to osteoblast-like cells (MG63) in response to titanium surfaces. *Dental Materials* 2008 Jan;24(1):102-10. Epub 2007 Apr 27.
32. Schwarz F, Hertel M, Sager M, Wieland M, Dard M, Becker J. Histological and immunohistochemical analysis of initial and early osseous integration at chemically modified and conventional SLA® titanium implants: Preliminary results of a pilot study in dogs. *Clinical Oral Implants Research*, 11(4): 481-488, 2007.
33. Lang, N.P., et al., Early osseointegration to hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in humans. *Clin Oral Implants.Res* 22.4 (2011): 349–56.
34. Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 2005 May–Jun;20(3):425–31.
35. Oates TW, Valderrama P, Bischof M, Nedir R, Jones A, Simpson J, Toutenburg H, Cochran DL. Enhanced implant stability with a chemically modified SLA® surface: a randomized pilot study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 2007;22(5):755–760.

36. Kobayashi E, Matsumoto S, Doi H, Yoneyama T, Hamanaka H. Mechanical properties of the binary titanium-zirconium alloys and their potential for biomedical materials. *J Biomed Mater Res.* 1995 Aug;29(8):943-50.
37. Bernhard N, Berner S, de Wild M, Wieland M: The binary TiZr Alloy - a newly developed Ti alloy for the use in dental implants, *Forum Implantol.*, 2009, 5, 30 -39.
38. Ikarashi Y, Toyoda K, Kobayashi E, Doi H, Yoneyama T, Hamanaka H, Tsuchiya: Improved biocompatibility of Titanium-Zirconium (Ti-Zr) alloy: tissue reaction and sensitization ti Ti-Zr alloy compared with pure Ti and Zr in rat implanation study. *Materials Transaction*, 46, 10, 2260-2267.
39. Gottlow J, Dard M, Kjellson F, Obrecht M, Sennerby L.: Evaluation of a new titanium-zirconium dental implant: a biomechanical and histological comparative study in the mini pig. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012 Aug;14(4):538-45.
40. Oates TW, Valderrama P, Bischof M, Nedir R, Jones A, Simpson J, Toutenburg H, Cochran DL: Enhanced implant stability with a chemically modified SLA surface: a randomized pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007 Sep-Oct;22(5):755-60.
41. Ralph V, McKinney Jr. *Implantes dentales endoóseos*. Editorial Mosby, 1ª edición, Madrid, 1993. Pp. 9-11.
42. Lindhe J. *Periodontología clínica e implantología odontológicas*. 5ª ed. México: Médica Panamericana. 2009. Pp. 845-846.