



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

CARACTERÍSTICAS DE LA SUPERFICIE DEL IMPLANTE
DENTAL.

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:

CHRYSYTIAN MARIANA MARTÍNEZ GARCÍA

TUTOR: CD. JORGE PIMENTEL HERNÁNDEZ

MÉXICO, D.F.

2009



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a mis padres por el cariño y estímulo brindado durante mi formación profesional para así culminar una de las más importantes metas de mi vida, con la promesa de seguir siempre adelante sin importar que tan difícil parezca llegar a concluirlas.

A mi hermana por su paciencia y ayuda pues a pesar de todo siempre estuvo ahí brindándome un poco de su tiempo para estudiar sin importar la hora.

A mi abue y a toda mi familia por su apoyo además de confiar en mi y estar con migo cuando mas los necesite.

A mis amigas Mimi, Edith, Mitzu Viris, por estar a mi lado en la carrera aclarando mis dudas de una manera más practica y compartir con migo stress tristezas, amor, diversión, etc.

A Luis por presentarse en esta ultima etapa de mi titulación y brindarme su ayuda cuando fue necesario y gracias a eso y varios motivos, te has ganado mi cariño.

Un agradecimiento especial al CD Jorge Pimentel tutor de esta tesina por el asesoramiento para la realización de este trabajo.

Agradeciendo también a la Mtra. María Luisa Cervantes Espinoza por su ayuda el apoyo y tiempo brindado durante mi estancia en el seminario de prótesis para culminar mi titulación.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN.....	5
OBJETIVO.....	7
CAPÍTULO I	
IMPLANTES OSEOINTEGRADOS.....	8
CAPÍTULO II	
CUERPO DEL IMPLANTE.....	11
2.1. Plataforma del implante.....	11
2.1.1 Collar implantario.....	13
2.2. Cuerpo.....	14
2.3. Ápice.....	16
CAPÍTULO III	
MORFOLOGÍA DEL CUERPO.....	18
3.1. Tamaño del implante.....	18
3.2. Diseño del implante.....	21
3.2.1. Geometría de rosca.....	22
3.2.1.1. Paso de rosca.....	24
3.2.1.2. Formas de rosca.....	25
3.2.1.3. Profundidad de rosca.....	27
3.3. Anchura del implante.....	28

CAPÍTULO IV

MATERIAL DEL CUERPO DEL IMPLANTE.....	30
4.1. Materiales bioinertes y bioactivos.....	32
4.1.1. El titanio en la implantología dental.....	33
4.1.1.1. Biocompatibilidad y oseointegración.....	34
4.1.1.2. Propiedades mecánicas.....	38
4.1.1.3. Resistencia a la corrosión.....	39

CAPÍTULO V

ACONDICIONAMIENTO DE LA TEXTURA SUPERFICIAL	41
5.1. Métodos mecánicos.....	42
5.2. Métodos químicos.....	42
5.3. Métodos de recubrimiento.....	44
5.4. Métodos bioquímicos.....	44

CAPÍTULO VI

SUPERFICIES EN DISTINTAS MARCAS COMERCIALES	46
6.1. Biomet («3/»).....	46
6.2. Straumann.....	51
6.3. Nobel Biocare.....	55
6.4. BTI.....	57

CONCLUSIONES.....	60
-------------------	----

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	62
---------------------------------	----

INTRODUCCIÓN

La odontología es una ciencia en continuo avance. La investigación y la experiencia clínica aumentan nuestros conocimientos sobre las nuevas herramientas usadas para la solución de problemas de los pacientes. Los implantes son uno de estos nuevos elementos con que cuenta la odontología para obtener la solución a problemas que inicialmente se consideraban difíciles.

El tratamiento para la rehabilitación bucal con implantes se realiza desde hace mucho tiempo, para corregir defectos causados por accidentes, pero también con fines estéticos. Se han encontrado trozos de prótesis implantadas en momias egipcias y el registro escrito más antiguo de un material empleado como prótesis data aproximadamente de 480 a.C.¹

En la actualidad hay a gama de implantes producidos por varios fabricantes, que se confeccionan; utilizando como material al titanio y sus aleaciones. El diseño de los implantes para uso clínico presentan variaciones permite evitar la manipulación de los tejidos blandos después de la primera intervención.

Estos implantes, tienen diferentes tratamientos de superficie y se presentan con diferentes formas, longitudes, calibres y conformaciones; la morfología de la superficie, incluyendo la microtopografía, la composición química y la rugosidad superficial, está íntimamente relacionada con el éxito del proceso de fijación ósea. También el proceso de fabricación utilizado para proporcionar un determinada textura superficial al implante puede introducir cambios químicos en la superficie que también tendrán su influencia en el buen comportamiento clínico.

Lo que contribuye a una mejor estabilidad mecánica entre el hueso y el implante inmediatamente después de la instalación; creada por una mayor área de contacto, ya que las características de la configuración de la superficie van a propiciar la conservación del coágulo de sangre, y se estimulara el proceso de cicatrización ósea.

En el presente trabajo, se investigó sobre los implantes dentales respecto a las características en el diseño que puede presentar en la superficie del cuerpo del implante para obtener una un contacto óptimo con el hueso

OBJETIVO

Determinar como influyen las características que presenta la superficie del cuerpo del implante dental en la oseointegración y como algunas marcas comerciales hacen uso de esta para darle a sus implantes esa capacidad de unión con el hueso.

CAPÍTULO I

IMPLANTES OSEOINTEGRADOS

Un implante dental se define como un sustituto protésico de titanio puro o de aleaciones de titanio que se coloca dentro del hueso con el fin de sustituir las raíces de las piezas dentales perdidas con lo cual nos permite reemplazar la usencia de un órgano dental por una pieza artificial de mejor funcionalidad e igual o mejor estética² (fig. 1).

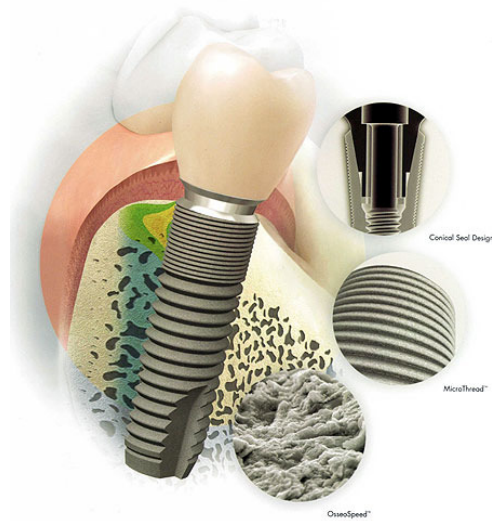


Fig.1 implante oseointegrado^{2b}

En 1952, el doctor Per-Ingvar Brånemark profesor en el instituto de Biotecnología Aplicada de la Universidad de Götemburgo, Suecia y cols. Comenzaron estudios microscópicos utilizando una cámara de titanio in situ de hueso trabecular en la tibia de un conejo, en donde se observó procesos de microcirculación en mecanismos de cicatrización ósea; al tratar de retirar la cámara comprobó que no lograba retirarla del hueso ya que la estructura de titanio se había incorporado por completo en el hueso y el tejido mineralizado era totalmente congruente al hueso con las microirregularidades de la superficie del titanio; con ello concluyó que el titanio era el mejor material para el remplazo artificial de una raíz.

Logrando igualmente definir la oseointegración como un anclaje directo del hueso a un cuerpo implantario, con capacidad de remodelación y organización de los tejidos de acuerdo con las demandas funcionales y así proporcionar una base de soporte para una prótesis capaz de transmitir fuerzas oclusales directamente al hueso. ^{1,2,3}

El termino oseointegración consta de <<os>> que significa <<hueso>> en latín <<integración>> palabra derivada de la misma lengua que significa <<estar combinado en un todo completo>>.

Schroeder en los años cuarenta desarrolló el concepto de anquilosis funcional equivalente al concepto de oseointegración que puede equipararse al término clínico de fijación rígida. Su contribución al desarrollo de la implantología, por lo tanto es superponible a la de Bránemark. ¹

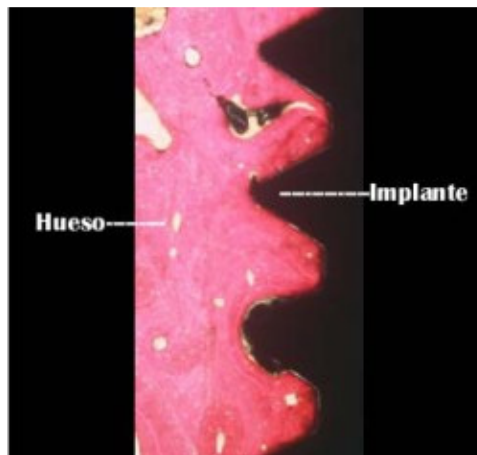


Fig. 2 Oseointegración entre el implante y el hueso²⁶

En realidad, la fijación rígida define el contacto microscópico directo entre el hueso con un implante (*fig. 2*); se trata de la ausencia de movilidad ante la aplicación de una fuerza de 1 a 500g en dirección vertical u horizontal, obteniendo una interface ósea directa, pero también puede suceder con una interface de tejido fibroso. ⁴

Lo que también dio pauta al desarrollo del sistema de implantes Bránemark que se divide en tres fases: la inicial (1965-1968) realizando estudios con seres humanos, la fase de desarrollo (1968-1971) y la fase de producción (1971-1990) de implantes de titanio puro, de perfil roscado, macrogeometría y acabados bien definidos; por sus características mecánicas y de biocompatibilidad. En 1985 la Asociación Americana De Odontología aceptó provisionalmente el sistema de Bránemark y en agosto de 1980 acepta la clasificación de implantes endóseos, que originalmente fueron diseñados para la rehabilitación del paciente edéntulo para soportar prótesis de arco completo utilizando de cuatro a seis fijaciones (Dentadura Toronto), a finales de los 70s se estableció la aplicación del sistema Bránemark para tratar pacientes parcialmente edéntulos.²

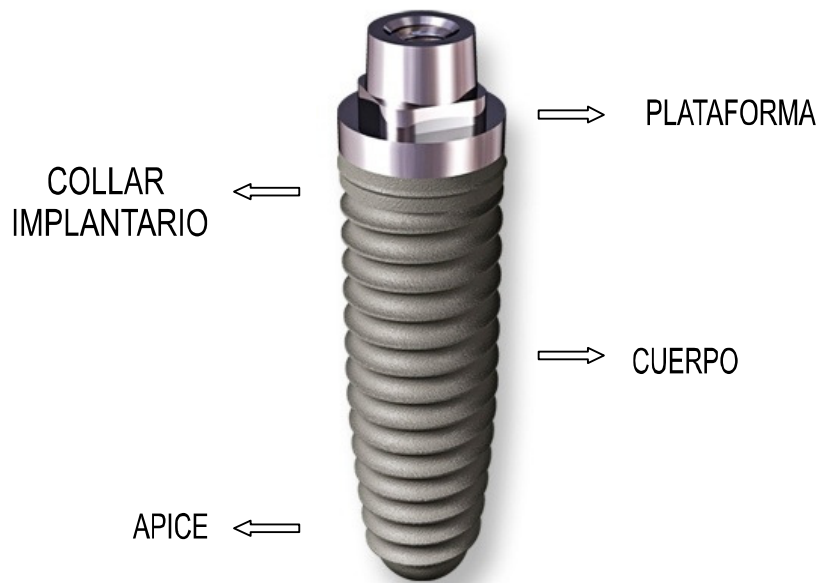
Desde la década de los años noventa, la implantología dental ha conseguido consolidarse como una nueva disciplina quirúrgica dentro del campo estomatológico. Hoy en día, el tratamiento con implantes dentales en pacientes con desdentamiento total o parcial se considera un procedimiento quirúrgico-prostodóntico predecible.

Las mayores exigencias implantológicas y los continuos avances experimentados en este campo han permitido el desarrollo y perfeccionamiento de implantes, aditamentos protésicos y procedimientos quirúrgicos como las técnicas de regeneración ósea y la manipulación de tejidos blandos, mejorando con ello las condiciones de recepción de los implantes y su posterior mantenimiento. Las aportaciones de los investigadores determinaron las bases de la implantología moderna, profusamente desarrollada, con un abanico de posibilidades en constante evolución.

CAPÍTULO II

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 (fig. 3).



*Fig. 3 Partes Del Cuerpo Del Implante*²⁷

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.²

Representa la zona de transición entre el diseño del cuerpo implantario y la región transósea del implante, al nivel de la cresta del reborde. También puede diseñarse con el fin de sobresalir sobre el tejido blando en algunos sistemas de implantes (*fig.4*). 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.



Fig. 4 Tipos de plataforma¹⁸

La plataforma ofrece resistencia física 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, extremo apuntado de Morse, surcos internos). El cuerpo del implante tiene un diseño macroscópico, mientras que la plataforma es lisa, con el fin de impedir la retención de placa si se produjera la pérdida de hueso de la cresta, puede localizarse por encima o por debajo del nivel de la cresta ósea.

Un ajuste de alta precisión en las dimensiones del hexágono externo, plano por plano es fundamental para la estabilidad de la conexión entre el cuerpo del implante y el pilar. Las conexiones internas pueden ser de tipo hexágono interno y octágono. Otras formas geométricas engloban la octagonal, el tubo de leva y perno-ranura. 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 dos 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.⁴

2.1.1. Collar implantario

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 (*fig. 5*). La mayoría de los sistemas presentan esta porción como un componente enroscable al cuerpo del implante (tipo Brånemark), sin embargo en determinados sistemas de implantes esta porción iría, unida sin solución de continuidad con el cuerpo (tipo ITI).



*Fig. 5 Collar implantario*¹⁸

Mediante estudio de elementos finitos, se ha visto que un diseño de rosca más pequeño de lo habitual en la zona cervical, permitiría asimilar mayores cargas axiales, mejoraría la distribución de la carga de manera axial a lo largo del implante y disminuiría mejor el estrés de cizallamiento que los diseños con cuello pulido. Utilizando este macrodiseño Nordin realiza un seguimiento de 1 año colocando 25 implantes y con prótesis parciales fijas implantosoportadas, observando una pérdida media de hueso marginal de 0,05 mm, con una tasa de éxito del 100%. Norton realiza un seguimiento clínico en 33 implantes, sin embargo, refiere uno de los casos que presentó una reabsorción de la cresta con comunicación de la zona roscada con el medio oral y que no presentó ningún tipo de inflamación. El autor también atribuye la menor pérdida de hueso crestal a

la conexión cónica implante-pilar que mejoraría la distribución de las cargas al cuerpo del implante.²

Los diseños varían desde recto hasta un cuello abombado, biselado, bisel inverso, afilado, liso, con tratamiento superficial, o micro roscado. Sin embargo no se ha advertido ninguna diferencia significativa de en las profundidades de sondaje entre implantes sanos con y sin collares coronarios, probablemente al a estrecha adaptación de las fibras circulares que rodean el cuello del implante.

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.¹

2.2. Cuerpo

El cuerpo del implante es la parte fundamental del implante, que colocada quirúrgicamente en el interior del hueso, permite su oseointegración.⁴ Dependiendo de la morfología y el procedimiento quirúrgico utilizado para conseguir el anclaje primario, se distinguen dos tipos básicos de implantes (*fig. 6*).

- ∩ *Implantes Lisos*: el implante presenta una superficie cilíndrica homogénea que fomenta una distribución favorable de la tensión y su colocación endósea 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.
- ∩ *Implantes Roscados*: presenta espiras propias de un tornillo y su colocación endósea se realiza la preparación del lecho quirúrgico mediante un sistema de Brånemark que permitirá el

posteriormente colocar el implante. Requiere más pasos quirúrgicos, pero presenta buena fijación primaria.

- § *Implantes Anatómicos*: constituye un tipo intermedio entre los dos tipos anteriores puesto que su cuerpo, macizo, es abultado en las primeras espiras y presenta un adelgazamiento hacia apical, intentando imitar la morfología de los alvéolos vacíos tras una extracción, de tal forma que la filosofía de estos implantes es la colocación inmediata tras la extracción dental.¹



Fig. 6 Tipos de implantes⁴

Debe mostrar una macrogeometría idónea para los niveles tolerables de transferencias de fuerzas hacia los tejidos circundantes, así como para implantarse en la región ósea, que será de un tamaño anatómico determinado.⁴

2.3. Ápice

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 cizallamiento/torsión cuando se aprietan los tornillos del pilar o cuando los implantes unitarios independientes soportan una fuerza rotacional (de torsión).

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.

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 ligeramente cualquier tabla cortical adyacente y actuar como una cuña para sellar la abertura.

Otra característica antirotacional del cuerpo del implante pueden ser los lados planos es decir la porción apical queda sujeta con cuatro muescas verticales situadas en esta misma región; o los surcos que se encuentran a lo largo del cuerpo o la zona apical del cuerpo del implante.

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.²

Asimismo, si se perfora una tabla cortical adyacente, el afilado ápice en forma de V puede irritar o inflamar los tejidos blandos cuando se produzca cualquier movimiento (p. ej., el borde inferior de la mandíbula).

CAPÍTULO III

MORFOLOGÍA DEL CUERPO

Prácticamente todos los implantes se diseñan para ocupar una posición perpendicular al plano oclusal. Esto permite que el implante soporte una carga más axial y reduzca la tensión que soporta la cresta además de la alineación axial; ejerce menos tensión sobre los componentes de pilar y disminuye el riesgo de sufrir una ruptura a corto y largo plazo.

Los implantes formados por un cuerpo cilíndrico y liso generan, esencialmente, fuerzas de cizallamiento sobre la interface del hueso y el implante. Por lo cual esta geometría del cuerpo debe ir acompañada de un sistema microscópico de retención que recubre el implante con un spray de plasma de titanio (TPS) o hidroxiapatita. Así la integridad de la interface depende de la resistencia al cizallamiento de unión entre la hidroxiapatita y el hueso.

Los implantes roscados tienen la capacidad de transformar el tipo de fuerza impuesta sobre la interface ósea a través del control de la geometría del implante. La forma roscada es muy importante al momento de cambiar el tipo de fuerza que actúa en la interface ósea.⁴

3.1. Tamaño del implante

El aumento de la longitud del implante es beneficioso para la estabilidad primaria para la amplitud total de la interface hueso e implante. El incremento en la longitud también proporciona resistencia a las fuerzas de torsión o de cizalla, al roscar los pilares en su posición. Sin embargo, este aumento de la longitud influye poco en la reducción de las tensiones que se producen en la región transósea que rodea al implante a nivel de la cresta del reborde, durante la carga oclusal. Por ello aumentar el

tamaño del implante no es un método efectivo para disminuir la tensión procedente de los factores de fuerza.

A medida que aumenta la longitud del implante, aumenta el resto de la superficie total (*fig. 7*). Como resultado, la tendencia más común ha sido colocar un implante lo más largo posible y, preferentemente, en la tabla cortical adyacente. La tabla cortical adyacente se sitúa principalmente en las zonas anteriores de la boca, especialmente en la arcada inferior anterior. Las fuerzas oclusales son menores y la densidad ósea es mayor en las zonas anteriores. Las zonas posteriores de la mandíbula no pueden afectar a la tabla cortical adyacente, ya que no existe (maxilar) o las estructuras anatómicas que están en su trayectoria (conducto dentario inferior de la mandíbula).



Fig. 7 Longitud del implante²⁸

El hueso de tipo DI no suele observarse clínicamente, excepto en la región anterior de la arcada inferior. Es el más fuerte y denso de la cavidad oral. Por lo que no es necesario en esta región aumentar la

longitud del implante ya que se crea un contacto íntimo entre el hueso y el implante lo que lo hace resistente frente a las cargas laterales, ya que es un hueso cortical homogéneo.

El uso de un implante largo en los huesos D2 o D3 en la región anterior de la arcada inferior puede aumentar los riesgos quirúrgicos. El sobrecalentamiento óseo es una de las principales causas de fracaso quirúrgico.

El hecho de intentar hacer uso de la tabla cortical adyacente y preparar una osteotomía mayor puede sobrecalentar el hueso. Un implante roscado colocado en esta zona puede no adaptarse al hueso de la tabla cortical apical, que es más denso, y las roscas del implante pueden perjudicar el resto de la osteotomía, sobre todo si es menos densa. Una vez formada la interface hueso-implante, los implantes excesivamente largos no reciben transferencia de cargas hacia la zona apical y, por tanto, no son necesarios.

En el caso de los huesos D3 y D4, cuya calidad es escasa, es necesario maximizar la superficie funcional para distribuir las cargas oclusales de manera óptima. Según el razonamiento convencional, los implantes más largos proporcionan la máxima superficie funcional. Los huesos D3 y D4 se observan principalmente en las regiones posteriores de la arcada, donde se dispone de menor altura ósea en comparación con las zonas anteriores.

En general, el uso de implantes cortos y con menor diámetro no se han recomendado, porque se cree que las fuerzas oclusales deben disiparse sobre un área del implante más larga para conservar el hueso lo que no lleva a un índice de supervivencia menor que los implantes más largos y más anchos.

Se ha recomendado el uso de implantes más largos para proporcionar mayor estabilidad frente a las cargas laterales. Sin embargo, los estudios sugieren que aumentar la longitud hasta sobrepasar una

dimensión determinada puede no reducir la transferencia de fuerzas de manera proporcional.⁴

El análisis de sobre la influencia de la longitud del implante en relación con la superficie funcional sometida a cargas extremas. En donde se colocaron implantes cilíndricos ideales de distintas longitudes en un modelo óseo realizado por ordenador.

Los resultados de este análisis destacan que la mayoría de la tensión máxima generada por una carga lateral se puede disipar sobre los implantes de entre 10 y 15 mm, en comparación con los implantes de 20 y 30 mm de longitud. Al mismo tiempo, las tensiones más elevadas se observaron en la región de la cresta ósea, independientemente de la longitud del implante. Este análisis biomecánico apoya la teoría de que los implantes más largos no son necesariamente mejores. Por el contrario, existe una longitud mínima para cada densidad ósea, dependiendo del ancho y del diseño del implante. Cuanto más blando sea el hueso, mayor será la longitud recomendada.

3.2. Diseño del implante

Los implantes dentales están diseñados para soportar cargas a lo largo de su eje mayor, por lo cual cuerpo del implante es susceptible a la ruptura por fatiga inducida por cargas de presión que actúan en el plano vestibulo lingual dichas cargas de flexión transversales pueden ser el resultado de contactos prematuros, bruxismo o implantes excesivamente angulados; no hay ningún implante con forma radicular que este diseñado particularmente para soportar cagas de flexión cíclicas; por tanto hay que evitar que el implante se someta a fuerzas destructivas transversales o de flexión.

Existen 3 tipos de fuerzas en la cavidad oral que pueden actuar sobre los implantes dentales: de compresión, de tracción y de cizallamiento. El hueso es más fuerte cuando soporta fuerzas de compresión, un 30% más débil ante las de tracción y un 65% más débil ante las fuerzas de cizallamiento. En el caso de los implantes endóseos con forma radicular, la carga de cizallamiento actúa sobre la interface del hueso y el implante, a menos que la superficie tenga un diseño determinado que permita transformar las cargas de cizallamiento en un tipo de fuerza más resistente. Es recomendable intentar limitar las fuerzas de cizallamiento que actúan sobre el hueso ya que en estas condiciones este es menos resistente a la fractura.

Los fabricantes de implantes convencionales no cambian el diseño en los implantes de mayor diámetro. Como consecuencia, el área superficial del implante aumenta entre un 15 y un 25% en comparación con los implantes estándar de 4 mm (p. ej., NobelBiocare, Zimmer, 3i y LifeCore). Sin embargo, es posible que el área superficial aumente un 200% cuando se escoge un implante de mayor diámetro y se modifica el diseño de la rosca (p. ej., BioHorizons).

3.2.1. Geometría de 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 esta geometría: el paso de rosca (numero de roscas por unidad de longitud), la forma y la profundidad de la misma (diferencia entre el diámetro mayor y el diámetro menor) (*fig. 8*).

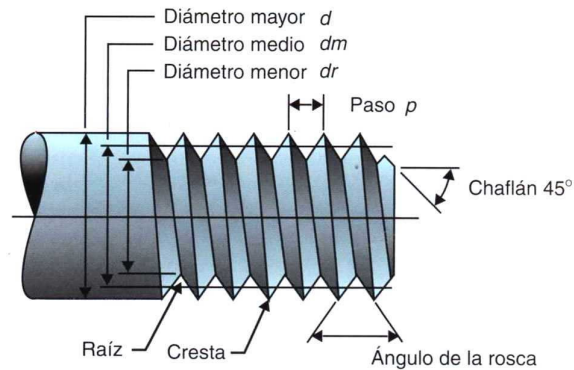


Fig. 8 Geometría de rosca⁴

Los implantes dentales roscado pueden ser cuadrados, en forma de v o con rosca de soporte inversa. Cuando el implante está sometido a cargas axiales, una cara con rosca en v es comparable a los implantes con rosca en forma de soporte inverso cuando el ángulo de la cara es similar y tiene un componente de fuerza de cizallamiento 10 veces mayor que los implante con rosca cuadrada o potente. Si se reduce la carga del cizallamiento que actúa sobre la interface del hueso y la rosca se reduce el riesgo de sufrir una sobrecarga, algo muy importante para los huesos D3 y D4. Un implante roscado puede contar también con un recubrimiento de hidroxiapatita, TPS u otro tipo de superficie rugosa.

La profundidad de rosca de 0.2mm confiere menos superficie que un implante con 0.4mm. 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.⁴

Las roscas del tornillo forman, habitualmente, un ángulo de 30°. Una fuerza de rotación sobre el tornillo provoca una fuerza de cizalla sobre la pendiente del tornillo, lo comprime el material de este y reduce su aflojamiento a demás de permitir su adecuada inserción en la mayoría de las situaciones clínicas. La generalmente los sistemas emplean una

fuerza de rotación de 30 a 35 Ncm sobre el tornillo del pilar, con el fin de cargar previamente o apretar el tornillo sin riesgo de fractura.^{4,5}

3.2.1.1. Paso de rosca

Se define como la distancia que se mide, de manera paralela a su eje, entre las roscas adyacentes (en las roscas de tipo V) 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 por unidad de longitud en el cuerpo del implante será mayor (*fig. 9*). 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.

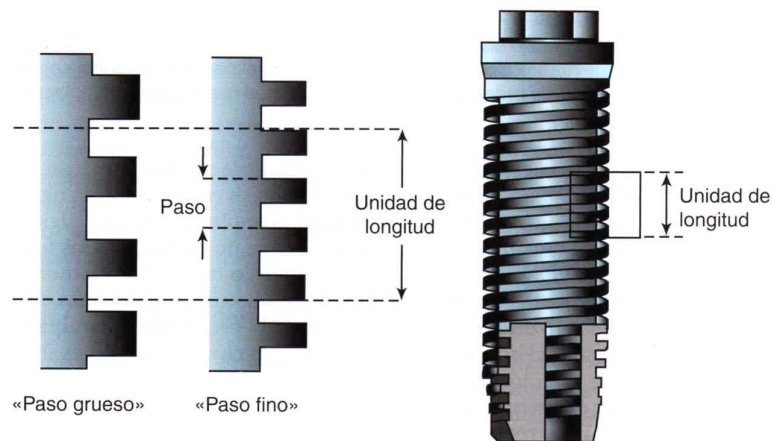


Fig. 9 Paso de rosca⁴

La facilidad de colocación mediante cirugía también está relacionada con el número de roscas. Cuantas menos roscas haya, más fácil será colocar o insertar el implante en el hueso. Si se utilizan menos roscas en un hueso más fuerte, aumenta la facilidad a la hora de colocar el implante, ya que es más difícil preparar el hueso compacto para colocar

los implantes roscados. La mayoría de los fabricantes proporcionan sistemas de implantes con un número de roscas y un área superficial por unidad de longitud fijos, independientemente del carácter de las fuerzas o de la densidad ósea de la zona.⁴

Se han diseñado pasos de rosca discontinuos que teóricamente permitirían una mayor penetración del hueso con mejores propiedades biomecánicas (entrada completa de una osteona secundaria) entre las roscas, que los pasos de rosca continuos clásicos en 60 grados.

Los pasos de rosca continuos en 60 grados tienen una anchura entre picos de 600 μ m los que impediría en el interior de los valles la entrada de una osteona completa. Los pasos de rosca discontinuos permitirían un mejor crecimiento del hueso con la penetración de la osteona secundaria completa con unas propiedades biomecánicas mejores. Sin embargo, la existencia de menos roscas en este diseño discontinuo 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.⁷

3.2.1.2. Formas de rosca

La forma de las roscas de los implantes dentales puede ser cuadrada, en V o inversa en diente de sierra (*fig. 10*). En las aplicaciones convencionales de ingeniería, la forma en V se denomina «fijación» y se utiliza principalmente para fijar las partes de metal entre sí, no para transferir las cargas. La forma 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 con dirección 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.

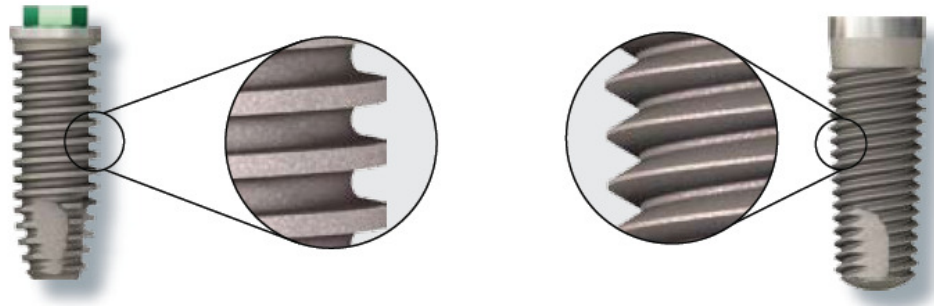


Fig. 10 Formas de rosca²⁹

La fuerza de cizallamiento que actúa sobre una cara con rosca en V es aproximadamente *10 veces mayor* que la fuerza de cizallamiento que actúa sobre las roscas cuadradas. El componente de cizallamiento por unidad de longitud de un diseño de rosca inversa en diente de sierra es similar al diseño en V al someterse a una carga oclusal. La reducción de la carga de cizallamiento en la interface rosca-hueso permite transferir más cantidad de carga de compresión, algo particularmente importante para los huesos D3 y D4.

Se ha observado en diferentes estudios que el diseño cuadrado proporciona índices de éxito similares en la arcada superior y 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.

El ángulo vestibular de la rosca o la plataforma puede cambiar la dirección de la carga desde la unión entre la prótesis y el pilar hacia el hueso. Como consecuencia la carga axial que actúa sobre la plataforma del implante puede ser de compresión, el ángulo de 30° de la rosca en forma de V reduce la cantidad de carga que es capaz de resistir la interface ósea. El diseño de rosca potente puede tomar la carga axial que actúa sobre la unión entre la prótesis y el pilar, y transferir una carga mas

axial a lo largo del cuerpo del implante para comprimir el hueso en vez de convertir la carga.⁴

3.2.1.3. Profundidad de rosca

Se refiere a la distancia entre el diámetro mayor y menor de la rosca. Los implantes convencionales proporcionan una profundidad uniforme a lo largo del implante. Cuanto mayor sea la profundidad, mayor superficie tendrá el implante, si los demás factores son iguales. La profundidad varía según el fabricante. La rosca inversa en diente de sierra de SteriOss tiene una profundidad de 0,24 mm. La profundidad de la mayoría de las roscas en forma de V es de 0,375 mm. La forma de rosca cuadrada de los BioHorizons tiene una profundidad de 0,42 mm. Por tanto, si todos los demás factores son iguales, cada uno de estos implantes tendría una superficie funcional diferente directamente relacionada con la profundidad de la rosca, con los BioHorizons como implantes con la mayor superficie y SteriOss con la menor.

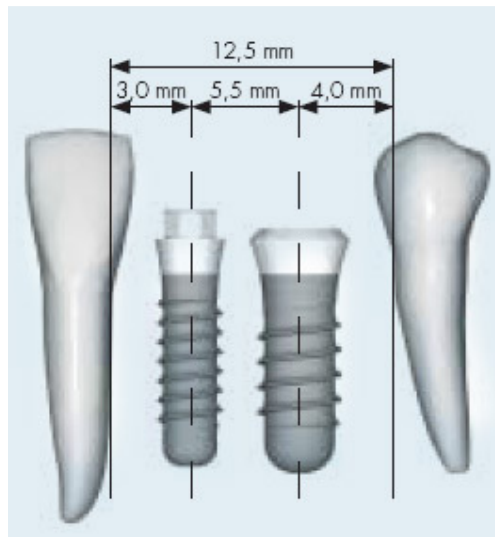
Cuanto más superficial sea la rosca, más fácil será colocar el implante en el hueso denso, y habrá menos probabilidad de que sea necesario tallar el hueso antes de insertar el implante. Los cirujanos suelen decidir qué tipo de implante van a colocar, por lo que no es infrecuente que escojan implantes con menos roscas y una menor profundidad, ya que ambos factores facilitan la colocación del implante. Sin embargo, una vez colocado el implante en el hueso, los factores que facilitan la cirugía hacen que la superficie funcional sea menor y aumentan el riesgo de sobrecarga.

En la mayoría de los implantes dentales con forma de tornillo se utiliza un diámetro recto menor, que da lugar a un área transversal uniforme en toda la longitud del implante. Los implantes cónicos suelen tener un diámetro menor similar, pero el diámetro externo disminuye a medida que la profundidad también lo hace. Esto da lugar a una superficie

menor. 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.⁴

3.3. Anchura del implante

La superficie de cada implante se relaciona directamente con la anchura del implante. Las formas más anchas de raíz tienen una superficie mayor de contacto con el hueso que los implante estrechos de diseño similar, debido al aumento en la superficie circunferencial para el contacto óseo (*fig. 11*). Cada incremento de 0.25mm en el diámetro del implante puede aumentar la superficie total entre un 5 y 10% en un cuerpo implantario cilíndrico sobre la que se pueden disipar las fuerzas oclusales aplicadas sobre el implante ya que estas originan las mayores tensiones en la cresta del reborde, donde se produce la pérdida inicial de hueso.



*Fig. 11 Anchura del implante*³⁰

Además, los diseños con forma radicular que son más anchos presentan un área de contacto óseo mayor que los implantes más

estrechos de diseño similar, ya que aumenta el contacto óseo circunferencial. Por otra parte, las tensiones se concentran en la cresta del reborde y, por este motivo, el ancho es más importante que la altura una vez obtenida la altura mínima necesaria para determinar la fijación inicial y la resistencia a la torsión.

El diámetro del implante es más efectivo que la disposición en zigzag de los implantes, a fin de reducir tensiones. El soporte implantario adicional conseguido al aumentar el diámetro no solo reduce las tensiones si no que también disminuye la probabilidad de fractura del implante. Un implante con forma radicular de 4 mm tiene una superficie un 33% mayor que un implante con forma radicular de 3 mm. Esta diferencia también se aprecia en los dientes naturales para compensar el aumento de fuerzas; los molares son más anchos que los incisivos.

La mayoría de los dientes tienen entre 6 y 12 mm de ancho, por lo que lo ideal sería que los implantes tuvieran un tamaño similar. Sin embargo, el implante de titanio es de 5 a 10 veces más rígido que un diente natural. La rigidez de un material está relacionada no sólo con la naturaleza inherente del módulo elástico del material, sino también con la dimensión física del material. El incremento de anchura de los implantes, de 6 a 12 mm, afecta a la resistencia a la flexión del implante en relación con el radio. Como consecuencia, es más probable que se produzca una acumulación de tensiones.

Los implantes cuya dimensión es similar a la de los molares pueden ser demasiado rígidos para deformar el hueso dentro de sus límites fisiológicos, pudiendo provocar una atrofia por inactividad. Por otra parte la anatomía de la cresta ósea suele exigir que el implante tenga menos de 5,5 mm de ancho, excepto en situaciones clínicas determinadas.⁴

CAPÍTULO IV

MATERIAL DEL CUERPO DEL IMPLANTE

A mediados del siglo XIX la ciencia médica alcanza tal progreso que permite anticipar intentos serios de reparación de partes corporales por medio de materiales externos. Se multiplican los experimentos para desarrollar materiales de implante, pasando a primer término los estudios de tolerancia de los tejidos ante esos materiales. Como la asepsia era una técnica desconocida.

En 1938 Bives–Willis produjo la primera prótesis de metal, hecha con una aleación llamada vitallium, pero sólo después de la Segunda Guerra Mundial se empezaron a implantar prótesis con diferentes tipos de materiales y sus efectos en el organismo. En la década de los sesenta ya se había producido un avance considerable en el estudio de acoplamientos de materiales, como metal–teflón, metal–polietileno y metal–acrílico, entre otros, además de avances en términos de geometría, anclaje y fijación; sin embargo las primeras pruebas de materiales implantados en animales generaron muchas dudas sobre los efectos que éstos tenían sobre los organismos vivos. Así, se descubrieron materiales con poder carcinogénico, citotóxico y otros de tolerancia escasa. En 1972 Boutin introdujo materiales con menos desventajas biológicas, como Al₂O₃, ZrO₂ y aluminato cálcico. La posibilidad de obtener un material adecuado y natural, que simule o conviva con un tejido vivo, ha dirigido las investigaciones hacia aquellos que presentan reacciones positivas dentro del organismo.⁸

En la literatura inglesa, en lugar de «material de implantación» se utiliza el concepto genérico de biomaterial. La European Society of Biomaterials (1986) ha definido este concepto como materiales no vitales que se utilizan en aplicaciones médicas con la finalidad de obtener una interacción con un determinado sistema biológico,⁶ sin producir efectos adversos en el organismo cuando se pone en contacto con los tejidos

vivos y los líquidos fisiológicos; puede emplearse para evaluar, tratar, aumentar, completar o reemplazar un órgano o un tejido vivo.⁹

Por otra parte dichos materiales deben ser biocompatibles y cumplir con ciertos requisitos (*tabla 1*) como son la inocuidad local y general es decir, que el organismo no los rechace ni los afecte durante su funcionamiento; deben provocar una respuesta apropiada en el organismo y no problemas como inflamación, secreción, infecciones, coágulos, tumores o toxicidad a corto, mediano o largo plazos además de no ser cancerígenos ni radioactivos, ya que de ser así deben descartarse como biomateriales.^{6,9}

La estabilidad de un implante endóseo está ligada a múltiples factores: integridad del sitio del implante, cantidad y calidad del hueso, microtopografía del implante y tiempo de recuperación clínica que permita una buena mineralización de la zona del hueso neoformado que rodea el implante.

DURACIÓN DE CONTACTO	EFECTO BIOLÓGICO A MEDIR
Exposición limitada a un máximo de 24 hrs.	<i>Sensibilidad, Irritación o Reacciones Intracutáneas, Citotoxicidad</i>
Exposición prolongada de 24 hrs. A 30 días	<i>Sensibilidad, Citotoxicidad, Genotoxicidad, Implantación</i>
Contacto permanente durante más de 30 días	<i>Sensibilidad, Citotoxicidad, Genotoxicidad, Implantación Carcinogenicidad</i>

Tabla 1. Pruebas biológicas de biomateriales.⁹

4.1. Materiales bioinertes y bioactivos

En implantología se utilizan exclusivamente materiales aloplásticos que pueden ser metales, sustancias de origen mineral y resinas. Unas de las ventajas de utilizar este material son la disponibilidad prácticamente ilimitada, su facilidad de manipulación y su elaboración físicoquímica.⁶

Los biomateriales pueden clasificarse en inertes y bioactivos. Los primeros son materiales que no provocan ningún tipo de reacción en el organismo, se podría decir que el organismo “no los ve”, mientras que los materiales bioactivos son aquellos que provocan en el organismo reacciones favorables para lo que se quiere mejorar o sustituir. Estos materiales se pueden clasificar a su vez en estables y reabsorbibles; los estables son aquellos que permanecen en el organismo en la misma forma y tamaño durante todo el tiempo que están implantados, por ejemplo los implantes de cadera. Los reabsorbibles, como su nombre indica, se van degradando en el organismo a medida que pasa el tiempo y se favorece con ello la función que realizan, como en el caso de las suturas de tejidos internos, que deben desaparecer a medida que el tejido se restaura.

Es importante reconocer que pequeños cambios en la composición de un biomaterial pueden determinar las propiedades para hacerlo bioactivo, bioinerte y reabsorbible, por lo que es primordial tener una técnica de obtención bien determinada, así como un estudio exhaustivo de sus propiedades mecánicas y físicoquímicas.

Una vez que se ha implantado un material en el organismo, tiene tres opciones en cuanto a su comportamiento: producir el desarrollo de una cápsula de tejido fibroso alrededor del material implantado, que será menos gruesa a medida que el material sea más biocompatible (material bioinerte), crear uniones con el tejido vivo (material bioactivo) o ser reabsorbido por el organismo (material reabsorbible).⁸

4.1.1. El titanio en la implantología dental

El titanio (Ti) es el cuarto elemento más abundante en la corteza terrestre: ha sido clasificado como metal ligero, a pesar de que su densidad de $4,51 \text{ g/cm}^3$ es casi el doble de la del aluminio.¹⁰ Su baja densidad, comparada con del acero inoxidable, de la aleación CoCrMo y de la CoNiCrMo; ya sea como titanio (99.75%) o una aleación de titanio–6 aluminio–4 vanadio,^{6, 8} junto a sus buenas propiedades mecánicas, su excelente resistencia a la corrosión son superiores a todas las demás (*tabla 2*) y su gran biocompatibilidad lo que le dan a este metal un excelente potencial como material implantable.^{4, 9}

Al poseer el Ti un cambio alotrópico a los 882°C , el efecto de los diferentes elementos de aleación es el de estabilizar una de las dos fases. Esto implica que las aleaciones de Ti podrán ser de tipo α , tipo β de tipo $\alpha + \beta$, según los elementos de aleación que presente así como de su contenido. Los distintos grados de Ti puro presentan estructura α a temperatura ambiente, mientras que la aleación Ti-6Al-4V es una aleación tipo $\alpha + \beta$, aunque su microestructura puede variar sensiblemente según el proceso de conformación y los tratamientos térmicos utilizados.⁹

- ∩ fase α hasta 895°C , con una estructura hexagonal compacta (HCP).
- ∩ fase β por encima de 895°C , con una estructura cúbica centrada en el cuerpo (BCC).^{10,}

PROPIEDADES FÍSICAS	
Densidad	4510 kg/m ³
Punto de Fusión	1668 °C
Modulo Elástico	100-120 GPa
Coefficiente de Poisson	0.33
Resistencia Mecánica	234 MPa
Limite Elástico	138 MPa
Elongación	54 %
Coefficiente de Expansión Térmica	8-10·10 ⁻⁶ K ⁻¹

Tabla 2 Resumen de las propiedades físicas¹¹

4.1.1.1. Biocompatibilidad y oseointegración

Un material se considera compatible cuando sólo provoca reacciones deseadas o tolerables en un organismo vivo y cuando hay una biocompatibilidad óptima no produce ninguna reacción. No deben provocar alteraciones secundarias en el organismo ni tampoco una inestabilidad biológica del implante como consecuencia de la corrosión, disolución o reabsorción de la superficie del implante.⁶ En la biocompatibilidad influyen varios factores que son:

- ⌘ Factores químicos: son factores toxicológicos determinados por la naturaleza del material, por ejemplo algunos polímeros son tóxicos por sí mismos, pero otros lo son debido a sus productos de degradación.
- ⌘ Factores electroquímicos: las corrientes que presentan los metales al estar sumergidos en un medio fisiológico con alto contenido de agua y sales inducen la corrosión del metal, lo que provoca la presencia de iones metálicos libres en los fluidos cercanos al metal, que se integran en el fluido sanguíneo y se esparcen por el organismo, estos iones en general provocan efectos indeseables para el paciente.

- ∩ Propiedades de superficie: las superficies pueden ser hidrofóbicas o hidrofílicas, propiedad que condiciona que las proteínas sean adsorbidas por la superficie del material en cuestión, lo cual está directamente relacionado con la tolerancia del organismo al material. Los materiales hidrofílicos se toleran mejor que los hidrofóbicos.
- ∩ Interacciones mecánicas: se producen en la interfase material–tejido y pueden ser de tracción, compresión o cizallamiento. Estas interacciones condicionan la respuesta celular que, en el caso de una implantación intraósea, produce un tejido fibroso en las zonas de tracción o cizallamiento con más facilidad que en las de compresión.
- ∩ Factores geométricos: la forma del implante es muy importante, ya que el organismo responde a ella a corto y mediano plazos. La respuesta del organismo será diferente ante un material en forma de gránulos o al mismo material en forma de bloque compacto. El grado de rugosidad y el tratamiento de superficie, son una característica diferencial. Esto influirá en velocidad de oseointegración.⁸

Según la escuela de Brånemark, cuando en la superficie de un implante cargado funcionalmente y observado al microscopio óptico se demuestra la presencia de tejido mineralizado a lo largo de una parte significativa de su perímetro externo, éste se clasifica como osteointegrado.^{1, 6}

En el mecanismo de oseointegración se produce una formación ósea de trabéculas bien organizada con formación mínima de tejido de granulación media que trabéculas las óseas se aproximan a la fijación y entran en contacto íntimo con la capa de óxido, que resulta ideal para el sistema de implante. En algunos casos se forma fibrocartilago en lugar de tejido óseo; que no es deseable para la fijación del implante.^{2, 5}

Inicialmente hay presencia de sangre entre trabéculas óseas y la fijación; entonces se forma un coágulo, que es transformado por fagocitos como leucocitos polimorfonucleares, las células linfoides y los macrófagos (osteogénesis a distancia). El nivel de actividad de los fagocitos llega a su punto culminante en el tiempo transcurrido desde el primer a los terceros días después de la cirugía. En las trabéculas óseas se producen vasos sanguíneos que proporcionan la nutrición y la remodelación del hueso, que rodean la superficie de la fijación.⁵

Durante este período tiene lugar la formación de tejido conectivo, que contiene fibroblastos, tejido fibroso y fagocitos éstos cambian de forma cuando se acercan a la superficie de la fijación, se forma una sustancia fundamental que llena los espacios entre las trabéculas óseas y se fusionan con la capa de óxido (*fig. 12*). El tejido conectivo se convierte en tejido conectivo denso y las células mesenquimales se diferencian en osteoblastos y fibroblastos (Osteogénesis de contacto).^{2, 5}

En el tejido conectivo se forma entonces un callo fibrocartilaginoso, normalmente localizado entre la fijación y el hueso. El hueso nuevo penetra en la matriz del mismo y madura incrementando su densidad, homogeneidad y dureza.

En el proceso de integración ósea participan tres tipos de hueso: hueso denso, hueso laminar y hueso compuesto o mixto. El hueso denso se forma rápidamente en respuesta al estímulo y es responsable de la estabilización (Estabilidad primaria) del implante endóseo en la fase de curación inicial. Tiene una baja densidad de minerales y una orientación causal de las trabéculas. Aunque es capaz de estabilizar un implante no sometido a carga, no logra resistir bajo carga funcional.

El hueso laminar se forma más lentamente que el hueso compacto y presenta una matriz organizada altamente mineralizada, de hueso cortical maduro y hueso trabecular que constituye el sostén principal de la carga que se ejerce sobre el conjunto hueso-implante. El hueso

compuesto resulta de hueso laminar que se ha depositado en la matriz ósea densa y representa la última etapa en la estabilización (Estabilidad secundaria) del implante endóseo durante su integración. La interface del hueso de sostén que sigue a la inserción de un implante requiere aproximadamente 12 meses, de los cuales los primeros cuatro meses para la regeneración sin carga, caracterizada ya en la primera semana por el depósito del 70% de los minerales en el hueso maduro vital y los restantes ocho meses por la fase de maduración.^{5, 11}



Fig. 12 Proceso de oseointegración¹

Cuando se establece la oseointegración y la prótesis está diseñada para una buena distribución de fuerzas, se forma hueso cortical a lo largo de la superficie de la fijación y el hueso cortical tiene canalículos que participan en el transporte de electrolitos cerca de la capa de óxido. Una red de grupos de colágeno rodea los osteocitos y se inserta en una capa glicoproteínica. Se forma una capa de este tipo de 100 Å se fusiona con una capa de óxido y una capa de sustancia fundamental de 10 a 20

micrones de grosor se fusiona con la capa glicoproteínica. Es aquí cuando el hueso está bien organizado y forma osteón.²

La remineralización es importante porque contribuye a la dureza y fuerza del hueso laminar y la fuerza total del mismo que sostiene a un implante no se puede conseguir antes de que se complete la mineralización secundaria del hueso neoformado.¹¹

Durante el proceso de cicatrización, el hueso es remodelado y forma nuevas zonas de contacto con la superficie implantaria. Este nuevo contacto del hueso se conoce como estabilidad secundaria o biológica. Una vez completado el proceso de cicatrización, la estabilidad mecánica inicial es sustituida íntegramente por estabilidad biológica.

4.1.1.2. Propiedades mecánicas

A pesar de su tamaño anatómico limitado, los biomateriales utilizados en implantología que transmiten las fuerzas que inciden sobre ellos al lecho tisular, se exigen en ellos una resistencia mecánica elevada (a la presión, flexión y tracción, etc.)

Las propiedades mecánicas del Ti dependen de su pureza químicamente puro es muy dúctil y su resistencia a la tracción es relativamente baja.¹⁰ Posee un aceptable comportamiento biomecánico, porque es capaz de mantener funcional la Ley de Wolff (comportamiento biofísico de la matriz ósea funcional por el cual se mantiene un equilibrio osteogénico), al alcanzar una distribución favorable de cargas.³

El tratamiento utilizado para la obtención de las barras de titanio influye en las propiedades mecánicas de las piezas, Los implantes (Ti) soporta un rango de tensiones entre 900 y 1160 Mp (megapascal) o lo que es lo mismo: 9000 a 11600 Kg/cm. y las tensiones máximas que puede soportar el material rondan entre los 1500 y 1900 Kg/cm.

El módulo de Young del Ti y sus aleaciones está alrededor de los 100 - 110 GPa, es decir del orden de la mitad de los aceros inoxidables 200 GPa y de las aleaciones de Co 220 MPa, con lo que dicho metal es el más elásticamente compatible con el hueso. Las propiedades mecánicas ofrecen un amplio abanico: desde valores de límite elástico de 170 - 483 MPa y resistencia a la tracción va de 240-550 MPa son valores suficientes para soportar las cargas mecánicas que el implante recibe en boca e inferiores a los del acero inoxidable y las aleaciones de Co para el Ti de grado 1, siendo el modulo elástico del hueso de 20 GPa se comprende que el Ti, es más elásticamente compatible con el tejido natural que las otras dos aleaciones. Sin embargo, tiene una pobre resistencia a cizalladura, por lo que no es adecuado para tornillos óseos y clavos.^{9, 12}

Se puede elevar su resistencia, a expensas de disminuir su plasticidad, disolviendo otros elementos en la red del Ti. El oxígeno y el nitrógeno, cuando están disueltos en el, proporcionan una mayor resistencia, lo que no ocurre cuando se hallan en forma de óxidos. El orden de magnitud de la solubilidad intersticial de estos elementos en el titanio es mayor que en otros metales, lo que hace que la influencia de estos elementos en las propiedades mecánicas sea notable. Por esto se definen varios grados de titanio comercialmente puro en función del contenido de estos elementos (oxígeno, hidrógeno, nitrógeno y carbono) que controlan su resistencia y fragilidad.¹⁰

4.1.1.3. Resistencia a la corrosión

Su excelente resistencia química y a la corrosión del Ti es debida a la afinidad por el oxígeno, el titanio se cubre de una finísima película de óxido a temperatura ambiente ocasionando la formación de una capa pasiva de oxido de titanio, que se forma espontáneamente tanto al aire como en el agua. El espesor de la capa de oxido es de 10 Å a los pocos segundos, pero aumenta en un minuto hasta 100 Å y después de cierto

tiempo hasta 2.000 Å. Cuando se produce una erosión, la capa de oxido se regenera en muy pocos segundos.⁶

Debido a su delgada película formada por la capa de oxido lo hace resistente a la corrosión, actuando como barrera protectora, tanto en ambientes salinos como en contacto con disoluciones ácidas para evitar la cesión de cualquier tipo de ion desde el interior del metal hacia el medio fisiológico. Sin duda se trata de uno de los metales más inertes para fabricar implantes.¹²

La capa de oxido se compone químicamente de distintos óxidos (TiO_2 , TiO , Ti_2O_5), aun que el que predomina es en TiO_2 ; dicha capa protege al metal de los ataques químicos, incluyendo el de los agresivos fluidos corporales.⁶

Ciertamente, las superficies de TiO_2 reaccionan en soluciones acuosas y adsorben y disocian moléculas orgánicas, actuando en muchos casos, como catalizadoras de un gran número de reacciones químicas.¹²

CAPÍTULO V

ACONDICIONAMIENTO DE LA TEXTURA SUPERFICIAL

La estructura de la superficie de los implantes como característica de máxima importancia en el éxito clínico de la implantología oral, ya que puede interferir en el proceso biológico de la interfase implante-hueso consiguiendo el estímulo de las células óseas para acelerar el fenómeno de la oseointegración de manera favorable. En tanto, las respuestas celulares frente a ese modelo de superficie presentan variables dependiendo de la amplitud y de la frecuencia de las porosidades presentadas, siendo que cuanto más uniformidad exista entre esos dos factores, mejor será la respuesta del tejido.

Los fabricantes en los últimos años siguiendo estudios experimentales que han demostrado una interrelación entre las topografías rugosas de las superficies y las células óseas en su proceso de cicatrización y remodelación continua debe de tener en cuenta el comportamiento de la rugosidad de las superficies de los implantes elegidos, frente a las fuerzas de torque, ya que éstas tendrán no sólo gran repercusión en la estabilidad del implante al insertarse en el hueso, sino en el comportamiento de los osteoblastos, y consecuentemente en el éxito clínico del tratamiento implantológico, sobre todo a largo plazo y en situaciones de carga inmediata y/o carga precoz.¹²

Gracias a los diferentes tipos de tratamientos es posible obtener varias formas de caracterización de la superficie facilitando la comprensión de los patrones de formación ósea, comportamiento de las células e incluso predecir el tipo cicatrizal que vaya a lograr a partir de la disposición de los tejidos adyacentes a las superficies de los implantes. Una superficie de Ti con rugosidad y microestructura compleja aumenta la oseointegración entre hueso e implante, eleva la fuerza del torque de remoción in vivo y la diferenciación in vitro de los osteoblastos inducidos por la función de rugosidad y topografía en la oseointegración.

La existencia en la superficie del implante de microrrugosidades favorecedoras de la adhesión celular, dando lugar a una mayor diferenciación celular y a una mayor expresión de los osteoblastos. Este efecto tiene como consecuencia una rápida regeneración y una mejor calidad del tejido óseo. Un aumento del espesor y de la cristalinidad de la capa superficial de óxido de titanio, ya que algunos estudios sugieren una relación entre el incremento del espesor y/o cristalinidad de la capa de óxido y mayor adsorción de proteínas a la superficie, mayor diferenciación y crecimiento de los osteoblastos y mayor osteointegración de implantes tratados.¹⁴

5.1. Métodos mecánicos

Desbaste, pulido, mecanizado y granallado, con estos métodos obtenemos una triple rugosidad que efectiviza la fijación ósea reduciendo el movimiento interfacial y asegurando una mayor superficie de contacto hueso-implante. Por tanto se crean unas superficies finamente rugosas o lisas que son óptimas para implantes adyacentes a los tejidos blandos, pues apoyan la inserción y crecimiento de los fibroblastos gingivales, además de mostrar una superficie en forma de valles paralelos; habitualmente se usan estos tratamientos como coadyuvante de otro método para favorecer la adhesión celular.

5.2. Métodos químicos

Se eliminan contaminantes con disolvente, ataque ácido, alcalino (mejorar la formación de apatita), pasivado (minimizar liberación de iones), anodizado (disminuir liberación de iones), electropulido (eliminar tensiones además de obtener superficies lisas y uniformes), alcanzando una bioactivación de la superficie al aumentar la rugosidad de los implantes de titanio y el espesor de la capa de óxido de titanio. Se

acelera la nucleación de apatita a través de la modificación de concentración de cargas en la superficie del implante.

Los implantes atacados con ácidos fuertes producen los valores de contra torque más altos Schmitz (1991) demostró que los implantes de superficies rugosas exhiben un aumento en la resistencia de adhesión hueso implante cuando son comparados con los implantes de superficies lisas.¹⁵

La obtención de diferentes superficies depende de la concentración y del tiempo de exposición al ácido. Es posible obtener, con el mismo tratamiento químico, tanto de grandes depresiones, como de pequeñas rugosidades. Con un grabado bi-ácido se observa que la rugosidad obtenida presenta picos más redondeados y valles más profundos generando así una superficie con una rugosidad más uniforme.

La rugosidad de la superficie texturada por ácidos fuertes tiene influencia significativa en la elaboración direccional del tejido óseo y de esta forma en la cuantificación y distribución ósea subyacente a este substrato.¹²

El tratamiento de superficie anodizante ser dividido en dos procesos. El primero es un tratamiento anodizante de superficie del titanio tipo I, que consiste en una conversión electrolítica de la superficie del material en un baño alcalino.

Externamente, se forma una capa blanda de 25 a 75 micrones. Internamente, se crea una capa de conversión que penetra de 2,5 a 15 micrones en la superficie del material. El segundo proceso produce un tratamiento anodizante superficial de titanio tipo II al remover mecánicamente la capa blanda externa, y dejar expuesta la capa de conversión. No se modifican las dimensiones en la parte anodizada tipo II.

El tratamiento de superficie anodizante del titanio tipo II crea un acabado superficial duro que es una parte intersticial del metal; por lo

tanto, la superficie no se pica o despega cuando se moldea la parte anodizada. De esta manera, la superficie es densa, y no permite el crecimiento óseo interno. Este acabado incrementa las propiedades de antiirritantes y la resistencia al uso, y también ha disminuido las características de fricción y la sensibilidad a las indentaciones. Los implantes anodizados de titanio tipo II tienen una resistencia a la fatiga un 23% superior a la de los implantes de titanio no anodizados.¹⁶

5.3. Métodos de recubrimiento

- § Recubrimiento sol-gel Recubrir con material bioactivo.
- § Recubrimiento por “magnetron sputtering” Recubrir con material bioactivo/Aumentar Rugosidad.
- § Recubrimiento por proyección por plasma de fosfatos de calcio Recubrir con material bioactivo/Aumentar Rugosidad.
- § Recubrimiento por proyección por plasma de titanio Aumentar Rugosidad. Generar estructura microporosa.

5.4. Métodos bioquímicos

- § Abrasión láser Recubrir con material bioactivo.

La superficie tratada con láser de forma controlada proporciona unas características topográficas reproducibles y controladas que puede mejorar la adherencia celular a los implantes ya que mejora la respuesta celular osteoblástica favoreciendo la oseointegración y promueve la formación de hueso; además de incrementar el sellado epitelial en el cuello del implante que constituye un mecanismo de defensa de la mucosa periimplantaria.

- § Adsorción fisicoquímica de moléculas biológicas Interaccionar selectivamente con las proteínas/Bioactividad.
- § Recubrimiento de moléculas biológicas por inclusión en materiales portadores Interaccionar selectivamente con las proteínas/Bioactividad.⁶

CAPÍTULO VI.

SUPERFICIES EN DISTINTAS MARCAS COMERCIALES

6.1. Biomet («3i»)

Esta casa comercial maneja en sus implantes 2 tipos de tratamientos superficiales para así presentar topografías rugosas diferentes. La primera obtenida por un doble grabado ácido y la segunda en la cual se le agrega al primer tratamiento superficial la innovación de la nanotecnología.

El desarrollo de la superficie de implantes tratada mediante doble grabado ácido OSSEOTITE® mejora los resultados acumulados de supervivencia a largo plazo mejoraron desde el 85%–95%^{1,2} obtenido con los implantes maquinados, hasta el 95%–98%^{3,4} la superficie Osseotite lo hace con un primer grabado de HF seguido de un pasivado químico realizado con la combinación de HCl y H₂SO₄ hasta obtener una rugosidad superficial con una distancia máxima media entre 10 y 1.000 μm .^{14, 17}

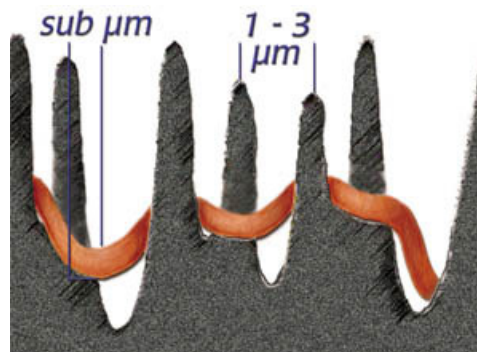


Fig. 13 Superficie de los implantes OSSEOTITE distancia entre picos¹⁷

La superficie OSSEOTITE incorpora de 1 a 3 micrómetros (*fig. 13*) de pico a pico y de 5 a 10 micrómetros de pico a valle, que se ha comprobado son los mejores para:

- Reforzar la adherencia coágulo-implante

Los coágulos sanguíneos se adhieren a los implantes (*fig. 14*) cuando los filamentos de fibrina de los primeros se entretajan con los elementos de la microsuperficie de los segundos. La fuerza de la adherencia coágulo-implante depende de la firmeza con la que los filamentos de fibrina se enredan en la superficie. Generalmente, los filamentos de fibrina tienen diámetros submicrométricos. Por lo tanto, para conseguir la unión más fuerte posible, los elementos de la superficie del implante deben crear un laberinto de espacios ligeramente mayores que puedan capturar firmemente los filamentos de fibrina

- Aumentar la activación plaquetaria y la aglomeración de hematíes.

La migración de las células osteogénicas tendrá lugar a través del coágulo sanguíneo y es de esperar que en ella influya la liberación de citocinas y otros factores de crecimiento de componentes celulares activados del coágulo sanguíneo.

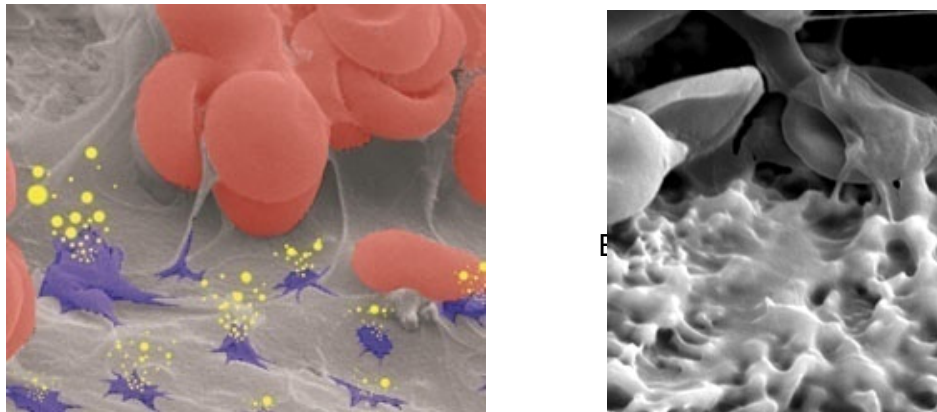


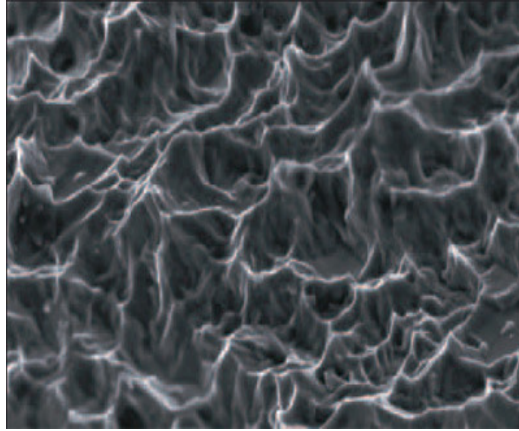
Fig. 14 Adherencia de los coágulos sanguíneos a la superficie del implante.¹⁷

En un estudio de las interacciones de hematíes y plaquetas con superficies de implantes, se observó que el tratamiento de la superficie OSSEOTITE[®] produce un aumento de un 110% en la adhesión plaquetaria y de un 54% en la aglomeración de hematíes mayor que el observado en una superficie maquinada lo que potencializa la formación de hueso sobre la superficie

El diseño de la superficie híbrida de OSSEOTITE[®] fomenta la salud del tejido blando ya que reduce al mínimo la posibilidad de infección del tejido blando o de periimplantitis, ya que mantiene en contacto con el tejido blando una superficie maquinada que ha demostrado ser tolerada por éste. Asimismo permite la carga a los dos meses de la colocación del implante y un aumento de un 215% en la media de contacto con el hueso

En cuanto a la nanotecnología utilizada por 3I en sus innovadores implantes Nanotite los cuales representan una nueva generación en el diseño de la superficie de sus implantes, debido a que esta tecnología parece reducir el tiempo de curación a la mitad y mejorar la oseointegración.

El implante NanoTite[™] se ha desarrollado sobre la base del éxito de la superficie OSSEOTITE[®], combinada con un depósito discreto de cristales (Discrete Crystalline Deposition, DCD[™]) de escala nanométrica de fosfato cálcico, crea una topografía de superficie microrrugosa *Fig. 15* del implante. Esto hace que el implante NanoTite tenga una superficie que se une al hueso mediante el entrelazamiento de la matriz ósea de línea de cemento de nueva formación con la superficie del implante. Creando una superficie de topografía más compleja y aumentando al máximo las posibles ventajas biológicas de los fosfatos cálcicos.



*Fig. 15 Topografía de superficie microrrugosa*¹⁷

Los estudios preclínicos demuestran que el implante NanoTite presenta una mejora substancial en la tasa y el grado de osteointegración frente al implante OSSEOTITE, lo que potencia la estabilidad del implante.

La nanotecnología permite un enlace más fuerte al implante después de su fabricación y colocación en la superficie del mismo gracias al tamaño de sus partículas que al ser cristalinas es improbable que sufran reabsorción en el organismo una vez implantadas o se suelten por efecto de su degradación. Este hecho hace que haya mejores resultados clínicos. El propósito de la superficie Nanotite fue obtener una superficie que permitiera conseguir mayor osteointegración en los estadios más tempranos; dicha superficie podría dar lugar a una situación de estado de estabilidad constante en lo que respecta a la calidad de la osteointegración, lo que a su vez haría que el implante fuera menos vulnerable al fracaso temprano.

Tradicionalmente, el CaP se ha rociado en forma de plasma sobre la superficie del implante creando una capa que, por lo general, tiene un espesor de 50-100 μm . La naturaleza de los recubrimientos rociados con plasma los hace susceptibles a procesos tales como su desprendimiento o la disolución de su contenido amorfo. Por lo tanto, las ventajas del CaP pueden ser contrarrestadas por ciertos factores de riesgo.

Debido a la alta cristalinidad de los cristales de CaP, su disolución de los DCD (*fig. 16*) de los implantes NanoTite® es extremadamente baja en pH fisiológicamente neutro. Esto proporciona a los implantes una fase de CaP más uniforme y estable, lo que permite que el lecho del implante aproveche las cualidades positivas de este biomaterial. Además, el proceso DCD aumenta el área de la microsuperficie en un 200%, lo que comporta una mayor microcomplejidad, que puede favorecer la formación ósea temprana.

Proceso DCD

- ∞ Las partículas extremadamente pequeñas (de escala nano) de fosfato cálcico altamente cristalino, se encuentran suspendidas en la solución
- ∞ A continuación se induce a estas partículas a «autoensamblarse» sobre la superficie de óxido de titanio del implante
- ∞ Esto produce depósitos discretos de cristales de 20-100 nanómetros de longitud sobre la superficie del implante OSSEOTITE tratada con doble grabado ácido. La fuerza de unión de los cristales a la superficie OSSEOTITE supera el valor mínimo de resistencia, de 34,5 MPa, establecido por la norma de la ASTM (F 1609-03) para la fijación de los revestimientos tradicionales de HA a las superficies de implantes.

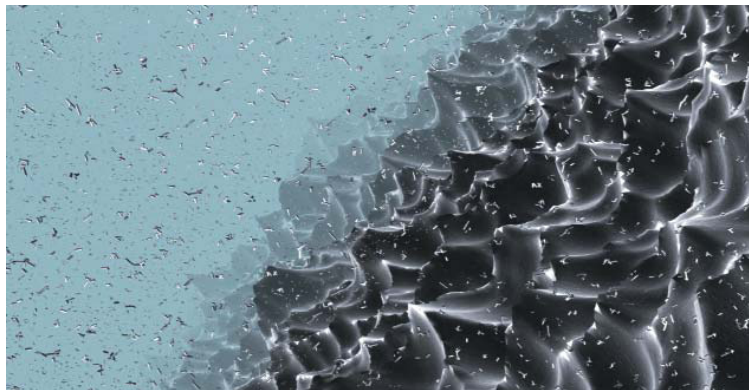


Fig. 16 Proceso DCD¹⁷

La cantidad total de CaP que hay sobre un implante NanoTite es tan pequeña que pesa menos de 20 microgramos; si se compara con los 20.000 microgramos de CaP de una superficie rociada con plasma típica, la diferencia es de 1:1.000.

Los implantes NanoTite pueden utilizarse para ofrecer una función inmediata en aplicaciones de uno o varios dientes cuando se ha obtenido una buena estabilidad primaria, con una carga oclusal apropiada, a fin de restituir la función de masticación.¹⁸

6.2. Straumann

Los implantes Straumann® están fabricados con titanio puro biocompatible (de grado 4) y cuentan con las superficies SLActive y SLA® Sand-blasted, Large grit, Acid-etched (con baño de arena de grano grueso, con grabado ácido).¹⁹

La superficie SLA® se consigue mediante la técnica de chorreado de arena (de grano grueso), con la que se produce una macroestructura en la superficie del titanio. A este proceso le sigue un grabado con HCl y H₂SO₄ que sobrepone una microestructura. La topografía resultante ofrece la estructura ideal para la adhesión celular favoreciendo la formación “hueso nuevo” momentos iniciales, en comparación a otro tipo de superficies como que las de plasma de titanio; ya que la superficie de SLA inducen a diferenciación de células óseas.

Es posible que partículas originadas durante el arenado sean desprendidas de la superficie, posible observar en la superficie del implante una faja más delgada en su microestructura de espacios primarios con irregularidades mas rasas, denominadas de microrrugosidades, perceptibles al microscopio electrónico. En menor número de espacios con porosidades más profundas, formaron cráteres produciendo macrorrugosidades. Esta asociación, proveniente de la

combinación del arenado con el acondicionamiento del triple ácido. La diferenciación además de promover microrrugosidades más evidentes, elimina la contaminación y el estado hidrofóbico de la superficie lo que permite una mejor adsorción de las proteínas.

Estos tratamientos de arenado seguido de ataque ácido resultan en un extensión de la resistencia mecánica de la interfase implante-hueso debido aumento del área de la superficie del implante, favoreciendo un mayor contacto en el área entre hueso y el implante. Los estudios histológicos y histomorfométricos demuestran que los implantes con superficies rugosas presentan un mayor porcentaje de contacto óseo, en períodos más cortos de tiempo, cuando son comparados con los implantes de titanio comercialmente puro con superficie lisa o maquinada.

La rugosidad como el tratamiento químico obtenidas de las superficies pueden intervenir en la fuerza superficial de cizallamiento (resistencia ofrecida a la remoción) lo que permitir poner en función en un corto tiempo a los implantes y ampliar la gama de aplicaciones posibles para huesos alveolares de densidad inferior o favorecer su aplicación en hueso regenerado.¹⁵

La superficie SLActive, fue desarrollada con posterioridad; perfeccionada con un proceso químico hidrófilo (*fig. 17*) que permite favorecer desde su comienzo la cicatrización y estimular la etapa inicial de la oseointegración; mejorando la osteogénesis, ya que comparada con la superficie de chorreado y grabado ácido, favorece la adherencia y diferenciación de los osteoblastos, la actividad de la fosfatasa alcalina, la osteocalcina y una mayor producción de factores de crecimiento.

La humectabilidad de la superficie se consigue mediante un lavado en una atmósfera de nitrógeno, sumergiéndose después en una solución isotónica de cloruro sódico. De esta forma, esta superficie posee una mayor energía libre superficial que da como resultado su activación química y una menor contaminación atmosférica. Los estudios *in vitro*

demuestran que esta superficie mejora la reacción celular frente a la microestructura de titanio presentando mayores valores de contacto hueso-implante que la convencional SLA. Las dos superficies mostraron resultados similares a las 8 semanas (78,4% vs 75,4%), momento en que se observa el comienzo de la remodelación ósea. Estos hallazgos demuestran que la superficie SLA activa favorece la respuesta ósea con una mayor formación de hueso en contacto con el titanio tratado.²⁰

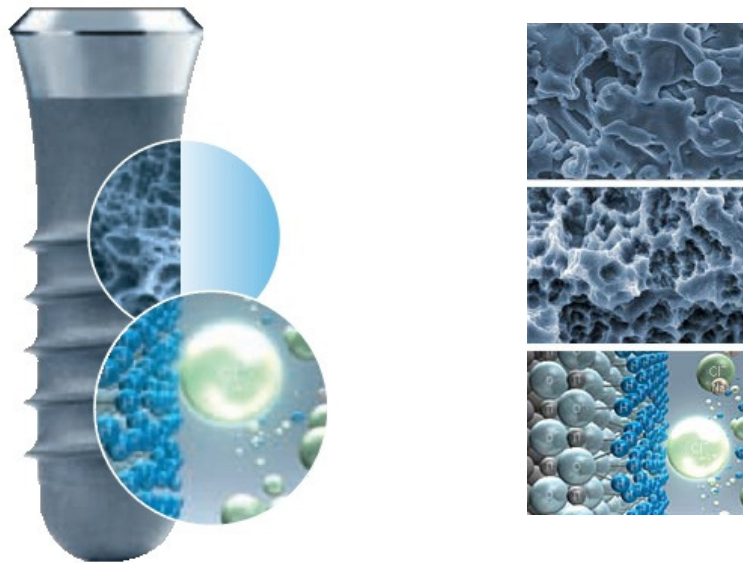


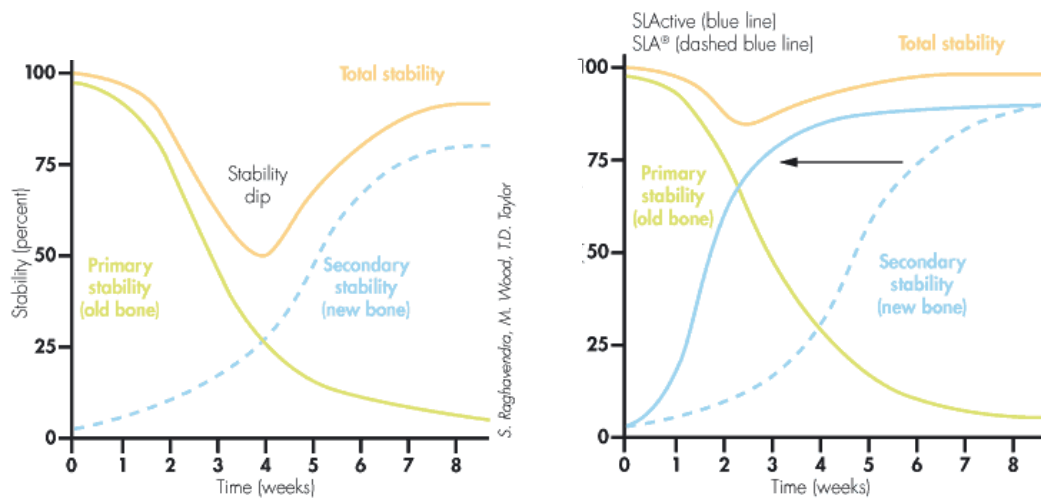
Fig. 17 Humectabilidad de la superficie¹⁹

SLActive se ha desarrollado para optimizar la estabilidad temprana de los implantes a fin de reducir el riesgo durante la fase crítica del tratamiento inicial. Los resultados de ensayos en animales demuestran que proporciona un 60% más de contacto hueso-implante (en comparación con SLA[®]); estos ensayos y los resultados clínicos también muestran una mejora significativa de la estabilidad de los implantes a las dos semanas (en comparación con SLA).

Además de que reduce el riesgo durante la fase inicial crítica del tratamiento al acelerar y optimizar la integración del implante. El proceso de formación de hueso se inicia en una etapa anterior, lo que da lugar a

una mejora radical de la estabilidad del implante en el periodo de «caída crítica de la estabilidad».

Esta mejora de la estabilidad se ilustra en la *grafica 1* mediante la línea azul; la línea naranja indica la estabilidad total. Estabilidad total (línea naranja) la suma de estabilidad primaria y secundaria se denomina estabilidad total. Los términos de «estabilidad primaria» y «estabilidad secundaria» se explican en osteointegración.



Grafica 1 ²¹

En el proceso de integración desempeñan un papel importante dos factores: la estabilidad primaria del implante en el hueso (estabilidad mecánica) y su estabilidad secundaria (estabilidad biológica tras la remodelación del hueso). Con las superficies convencionales, los implantes están sometidos a un mayor riesgo de fracaso debido a una caída en la estabilidad total entre las semanas segunda y cuarta.^{21, 22}

6.3. Nobel Biocare

Los implantes de Nobel Biocare presentan una superficie moderadamente rugosa se crea mediante un aumento controlado de la capa de dióxido de titanio (TiO_2) por medio de la oxidación anódica. Lo que reduce el riesgo de fracaso al acelerar el proceso de oseointegración durante el periodo de cicatrización. TiUnite® es una superficie formada por un óxido de titanio altamente cristalino y enriquecido con fosfatos, se caracteriza por una topografía de microestructura que se caracteriza por un patrón de porosidad más regular con la presencia de poros abiertos de 1-10 μm distribuidos en un rango de micrómetro bajo

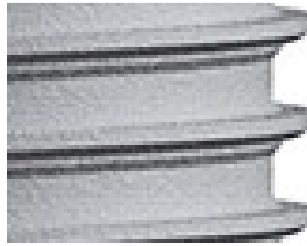
Los estudios histológicos demuestran la presencia de hueso en la superficie tratada de los implantes después de siete y 28 días de cicatrización indicando que TiUnite™ es un osteoconductor; además de la presencia de Pseudopodia que une a los preosteoblastos con los poros de la superficie TiUnite™ y posteriormente se forman osteoblastos que formaran la matriz ósea colágena y por último mineralización.

Ha demostrado dar una más rápida formación de hueso y una mayor cantidad de hueso en contacto con la superficie TiUnite® durante la curación ya que mejora la osteointegración haciendo que sea más rápido y más fuerte este proceso; con ello un mejor mantenimiento de la estabilidad del implante en comparación con los implantes de titanio mecanizado aumentando la predictibilidad de la Superficie TiUnite®

La superficie TiUnite® se introdujo en el mercado en el año 2000. Se ha demostrado para apoyar el proceso de curación y de preservar la estabilidad del implante durante la cicatrización mejor que en las dos superficies mecanizadas. Estudios experimentales y clínicos han evaluado el uso de los implantes TiUnite en diferentes situaciones clínicas y preclínicas, utilizando diferentes tipos de protocolos, y con diferentes tiempos de seguimiento. De cinco años los datos han sido publicados, lo

que demuestra la buena resultados a largo plazo de los implantes TiUnite®.

En la actualidad, de Nobel Biocare incluye en sus implantes muescas en las roscas (*fig. 18*) del implante funcionar conjuntamente con la superficie TiUnite, dado que el hueso se forma con mayor rapidez en las muescas, logrando que la integración de los implantes sea más rápida que los implantes sin muescas. Se puede aprovechar estas características en zonas de hueso blando, en lugar de los modelos sin muesca.

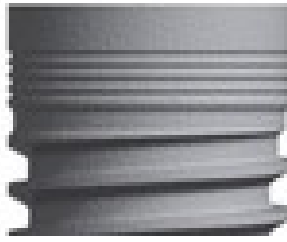


*Fig. 18 Muecas en las roscas*²³

Además de presentar propiedades osteoconductoras mejoradas como resultado de las muescas y de un efecto guía en las células de formación ósea mostrando hasta un 30% de aumento en la estabilidad debido al bloqueo mecánico producida por la formación ósea en la muesca.

Una vez que los estudios han demostrado que el hueso se adhiere mejor con las muescas, (*fig. 19*) las hemos extendido al cuello de la mayoría de los implantes nuevos, de forma que:

- § Aumente el área de superficie
- § Aumente la superficie de contacto entre el hueso y el implante²³



*Fig. 19 Disposición de muescas en los cuellos*²³

6.4. BTI

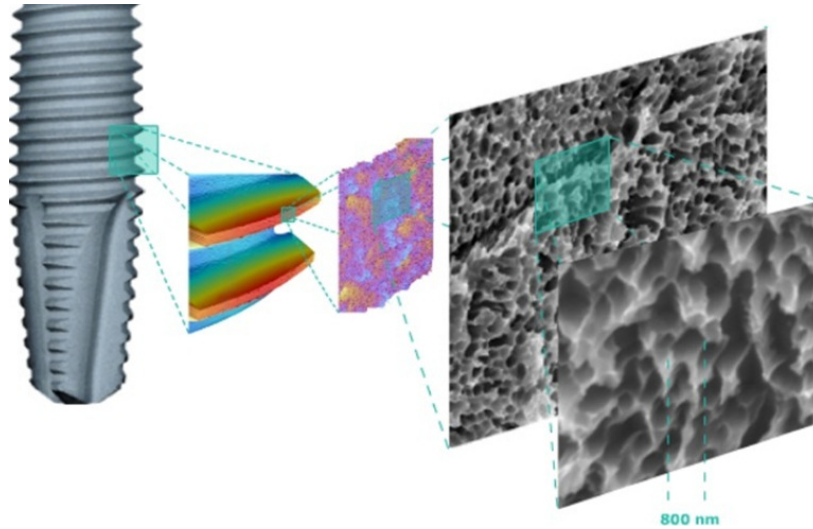
Gracias a las características morfológicas y topográficas de la superficie BTI que se obtiene mediante un método muy preciso de tratamiento físico-químico inter e intragranular del titanio puro; se genera la adhesión, proliferación y diferenciación de las células osteogeneradoras de manera más rápida y apropiada; lo que promueve a su vez una acelerada regeneración ósea desde la superficie del implante y el aumento de la superficie de interacción hueso-implante.

El tamaño controlado de los poros conforma una superficie rugosa (*fig. 20*) cuya respuesta ósea es óptima porque permite el anclaje directo de los filopodios de las células osteogeneradoras y la distribución del citoesqueleto, fomentando la adecuada adhesión focal, morfología y orientación celular.

La superficie porosa de los implantes ha sido estudiada para conseguir una topografía biomimética de la microestructura ósea. Su red de microtúneles interconectados permite el desarrollo completo de los sistemas haversianos, imitando su microentorno natural.

El recrecimiento oxidado post-tratamiento, otorga a la superficie BTI una carga homogénea ligeramente negativa. Su naturaleza hidrófila polar logra una excelente humectabilidad. Diferente respecto a otros fabricantes el mecanizado tiene por objeto dar una determinada forma geométrica al implante y lo prepara para su tratamiento superficial

posterior. . Las protrusiones mayores de 100 μm constituidas por las espiras son esenciales para el anclaje mecánico del tejido óseo y la estabilidad del implante desde su inserción.



*Fig. 20 Tamaño controlado de los poros*²⁴

La superficie de los implantes BTI diseñada especialmente para la humectación con PRGF®, mejora la aposición ósea, acortando los tiempos de oseointegración.

Los implantes dentales BTI bioactivados con plasma rico en factores de crecimiento (PRGF) la técnica del PRGF, que consiste en la utilización terapéutica de plasma rico en factores de crecimiento, obtenido del propio paciente, para estimular la regeneración de tejidos como el tendón, el hueso, el músculo o la córnea. Se trata de un método efectivo que permite utilizar los recursos del propio organismo en numerosas patologías con resultados extraordinarios: consigue regenerar los tejidos de forma eficaz, sin efectos secundarios y con una notable reducción del tiempo de recuperación de fracturas, lesiones musculares e intervenciones quirúrgicas de todo tipo.

Un estudio in vitro realizado con microscopio electrónico demuestra como la superficie del implante absorbe el material rico en proteínas que después de su retracción permanece perfectamente adherido a la

superficie implantaria lo que la convierte en una superficie recubierta con un coágulo rico en fibrina.²⁴

CONCLUSIONES.

Los implantes dentales pueden proporcionar buenos resultados independientemente de las pequeñas variaciones en su diseño, ya que muestran un buen resultado clínico en el hueso que ha sido correctamente preparado quirúrgicamente.

La diversidad de las topografías de las superficies en relación al comportamiento celular óseo es capaz de alterar las fases del proceso de formación de este tejido: adhesión, proliferación, diferenciación, síntesis de matriz ósea.

Por otro lado los implantes que se comercializan sin ningún proceso de texturización superficial, se les considera que tienen mejores resultados en lo relacionado a la contaminación de superficie; ya que los procesos de texturización de superficie pueden ocasionar contaminación del implante, cuando la neutralización de los agentes ácidos utilizados en los procesos de texturización superficial química, haya sido deficiente o cuando la eliminación de los elementos abrasivos usados en las técnicas de abrasión mecánica no se haya efectuado de manera eficaz.

Las características topográficas de las superficies de los implantes estudiadas fueron obtenidas mediante procesos de texturización; una vez obtenida la superficie lisa del simple corte del bloque metálico de Ti durante en proceso de fabricación; tiene un aspecto macroscópico que se asemeja una superficie pulida lo que hace que las diferentes compañías modifique esta tipografía obtenida.

El proceso utilizado por 3I es muy parecido al de Straumann solo que 3I no incluye el arenado antes de doble grabado ácido y en vez de usar HCl como en Straumann utiliza, HF y el HCl combinado con H_2SO_4 , lo utiliza para pasivar el primer grabado ácido para después concluir su tratamiento con un depósito discreto de cristales de fosfato cálcico. En cambio Straumann acondiciona la superficie con un proceso hidrófilico por medio de un lavado de la superficie en una atmósfera de nitrógeno,

para después sumergir por último en una solución isotónica de cloruro sódico.

Por otra parte Nobel Biocare utiliza un método electroquímico para la oxidación anódica de la superficie y así obtener una capa controlada de dióxido de titanio puro si características agudas. En BTI la topografía de la superficie del implante es obtenida por un proceso fisico-químico inter y intragranular del titanio puro en donde se obtiene y un tamaño controlado de poros en la superficie.

El éxito de este tipo de procesos para el acondicionamiento de la superficie se relaciona en evitar tratamientos superficiales insuficiente o poco eficientes ya que los procesos de texturización pueden causar contaminación del implante ya sea por el desprendimiento de partículas que afecten la oseointegración

El odontólogo debe considerar a la hora de seleccionar el sistema de implantes buscar máxima estabilidad de los implantes dependiendo de las características del hueso donde se va a colocar el implante.

1. r/01_implantes.htm

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

1. Peñarrocha M, Guarinos J, Sanchís J M. implantología oral. 1.ª ed. Barcelona España: Editorial Ars Medica, 2001. Pp. 6-14.
2. Hobo S, Ichida E, García LT. Osteointegración y Rehabilitación Oclusal. 1.ª ed. Madrid: Editorial Marban, 1996. Pp. 3-14, 37-39.
3. Echeverri M, Bernal G, González JM. Oseointegración. 1ª ed. Santafe de Bogotá: Editorial Ecoe Ediciones, 1995. Pp. 29-33.
4. Misch CE. Prótesis dental sobre implantes. 1.ª ed. Madrid: Editorial Elsevier, 2006. Pp. 33-36, 84-85, 322-328.
5. Martínez JM, Cano J, Campo J, Martínez MJS, García F. Diseño de los implantes dentales: Estado actual. Avances en Periodoncia 2002;14:129-136
6. Spiekermann H, Donath K, Jovanovic S, Richter J. Atlas de Implantología. 1ª ed. Barcelona España: Editorial Masson, 1995. Pp. 11-21.
7. 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.
8. Piña MC, Medina N. Los materiales de implante. Rev.Materiales Avanzados, 2004; 3: 6-12.
9. Gil FJ, Ginebra MP, Planell JA. Biomateriales. RACO Temes de disseny 2002; 20: 140-157.
10. http://www.obtesol.es/index.php?option=com_content&task=category§ionid=4&id=37&Itemid=30
11. Corina M, Savoldi E. Implante de titanio sometido a carga inmediata. Análisis histológico del tejido óseo y evaluación

- cualitativa y cuantitativa de la superficie del implante. Rev. Avances en periodoncia 2000; 12: 29-34.
12. Dr. Banchemo, Ing. Conterno. Evaluación in vivo del torque de extracción de implantes dentales con diferentes tratamientos de superficie. <http://www.treeoss.com.ar/images/Trabajofinal.pdf>
 13. Velasco E, Medel R, Linares D, Monsalve L, Velasco C. Los implantes de titanio con superficie grabada con ácidos. Un seguimiento clínico a 2 años. Rev. Avances en periodoncia 2004; 13: 179-186.
 14. Rodríguez D, García FJ. Caracterización físico-química de la superficie de 9 implantes dentales con 3 distintos tratamientos de superficie. Rev. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2005; 10:58-65.
 15. Gehrke SA, Cícero P, Bohrer D, Machado L. Acondicionamiento de la textura superficial de implantes dentales. Rev. Actas Odontológicas 2008 5, 1: 30-37.
 16. Hover A. Titanio para fijación de fracturas. http://www.saramall.com.ar/spanish/downloads/titanio_para_fijacion_de_fracturas.pdf
 17. Martínez JM et al. Torque de desinserción y propiedades físico-químicas de implantes dentales grabados con ácidos fluorhídrico y nítrico: Estudio experimental en perros. Rev. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2006; 11:E281-5.
 18. http://biomet3i.com/Espanol/productos/HexagonoExterno/OSSEOTI/TE/General_Information/Index.cfm?languageID=9
 19. http://www.straumann.es/es_index/pc_es_products/pc_es_implant_lines.htm
 20. Buser D, Brogginini n, Wieland M, Schenk RK, Denzer AJ, Cochran D, Hoffmann B, Lussi A, Steinemann SG. Mayor aposición ósea en superficies de titanio SLA modificadas químicamente. J. Dent. Res. 2004; 83: 529–533
 21. Ferguson SJ, Brogginini N. Wieland M, de Wild M, Rupp F, Geisgerstorfer J, Cochran DL, Buser D. Evaluación biomecánica de la

fuerza de adherencia interfacial de una superficie de titanio SLA químicamente modificada. J. Biomed. Mater. Res. 2006; 78 (2): 291-297

22. Oates TW, Valderrama P, Bischof M, Nedir R, Jones A, Simpson J, Toutenburg H, Cochran DL. Estudio de impacto clínico 3: Osstell Ensayo clínico prospectivo aleatorio para comparar la estabilidad de los implantes estándar SLA y SLActive durante las 6 primeras semanas de cicatrización mediante análisis de frecuencia de resonancia Int J Oral Maxillofac Implants 2006.
23. <http://www1.nobelbiocare.com/es/implants-and-abutments/home/default.aspx>
24. <http://www.bti-implant.es/superficie-BTI>
25. http://www.clinicafajardo.com/area-especialidades/index.php?id=C0_8_15
26. <http://profesional.medicinatv.com/fmc/anitua/>
27. <http://www.eckermann-laboratorium.es/producto.php>
28. http://www.rede-dental.com/O_N20001.HTM
29. <http://www.biohorizons.com/external.aspx>
30. http://www.dentaladvance.com.ar/01_implantes.htm