

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSGRADO DE ODONTOLOGÍA OPERATORIA Y ESTÉTICA

PROPUESTA DE TRABAJO ESPECIAL DE GRADO

TITULO: INFLUENCIA DE LA SUPERFICIE DEL IMPLANTE
EN LA OSEOINTEGRACIÓN

AUTOR: Od. ROSALBA A ROCA PATTI

TUTOR: Prof. RAÚL GARCÍA-ARROCHA

OBJETIVO GENERAL: Analizar como influye la superficie externa del implante en la oseointegración

OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

1. Definir oseointegración.
2. Describir el proceso biológico de la oseointegración
3. Enumerar los factores claves para la oseointegración
4. Describir las características del material del implante
5. Describir las características del diseño de fijación

ESQUEMA DE TRABAJO ESPECIAL DE GRADO

1.- Definición de oseointegración

2.- Proceso biológico de la oseointegración

3. Factores claves para la oseointegración

3.1 Técnica quirúrgica

3.2 Selección del implante

4.- Características ideales del implante oseointegrado

5.- Descripción de las características de la superficie del implante

5.1. Aleaciones titanio

5.2. Tratamiento con grabado ácido

6. Descripción de la unión celular a los materiales del implante

6.1 Rigidez mecánica

6.2 Humectabilidad

6.3 Topografía superficial

Aprobado en nombre de la
Universidad Central de Venezuela
por el siguiente jurado
examinador:

(Coordinador) Nombre y Apellido
C.I

FIRMA

Nombre y Apellido
C.I

FIRMA

Nombre y Apellido
C.I

FIRMA

Observaciones:-----

Caracas, noviembre de 2004

DEDICATORIA

A la Virgen María Auxiliadora por iluminarme y acompañarme en todo momento...

A mi madre Rosa y mi nonna Sarina ejemplo de lucha, dedicación y constancia, pilares en mi vida...

A la vida, hermosa, complicada, fuerte y sencilla; simplemente sin ti no existiría y no lo hubiese alcanzado...

AGRADECIMIENTOS

A la Facultad de Odontología por darme la oportunidad de crecer académicamente.

Al Prof. Raúl García-Arocha, h. especialista en Cirugía Bucal y Maxilofacial, por su orientación, apoyo y tutoría de este proyecto.

A la Prof. Olga González Blanco, MSc en Odontología Restauradora y Oclusión, gracias por orientarme y guiarme en la elaboración de este trabajo y en mi formación académica.

A la Prof. Ana Lorena Solórzano Peláez, especialista en Prostodoncia, ante todo gracias por su apoyo y amistad que durante este trayecto siempre ha estado presente.

A la Prof. Carolina Bonilla Pérez, especialista en Cirugía Bucal, por su apoyo en la elaboración de este trabajo y tu amistad.

A todas aquellas personas que de una u otra forma han colaborado en la elaboración de esta monografía.

LISTA DE CONTENIDOS

	página
DEDICATORIA.....	iv
AGRADEIMIENTOS.....	v
LISTA DE GRÁFICOS.....	viii
RESUMEN.....	ix
I.-INTRODUCCIÓN.....	1
II.-REVISIÓN DE LA LITERATURA.....	3
1.- Definición de oseointegración.....	3
2.-Proceso biológico de la oseointegración.....	7
3.-Factores involucrados para lograr la oseointegración.....	12
3.1.-Biocompatibilidad del material del implante.....	12
3.2.-Calidad y cantidad de hueso.....	13
3.3.-Adaptación del implante al lecho óseo.....	15
3.4.-Técnica quirúrgica no traumática.....	15
3.5.-Fase de cicatrización sin cargas.....	16
4.-Criterios para evaluar la oseointegración del implante.....	17
5.-Descripción de la unión celular a los materiales del implante.....	18
5.1.-Rigidez mecánica.....	22
5.2.-Humectabilidad.....	22
5.3.-Superficie.....	23

6.-Descripción de las características de la superficie del implante.....	24
6.1.-Superficie del implante sin grabado ácido.....	37
6.2.-Superficie del implante con grabado ácido.....	40
III.-DISCUSIÓN.....	50
I.V.-CONCLUSIONES.....	54
V.-REFERENCIAS.....	57

LISTA DE GRÁFICOS

	página
Gráfico 1 Microfotografía de un osteocito unido a un implante.....	4
Gráfico 2 Proceso biológico de la oseointegración.....	11
Gráfico 3 Clasificación de la calidad y cantidad ósea.....	14
Gráfico 4 Biología de la oseointegración.....	21
Gráfico 5 Diferentes características de los implantes.....	26
Gráfico 6 Diferentes áreas del implante.....	29
Gráfico 7 Implante liso de plataforma regular.....	30
Gráfico 8 Implante roscado de titanio.....	31
Gráfico 9 Implante cónico con roscas y grabado ácido imitando la forma de la raíz.....	32
Gráfico 10 Implantes dentales y diferentes componentes protésicos.....	33
Gráfico 11 Sistema Brånemark, superficie texturizada por técnica de oxidación controlada de la superficie de titanio...	34
Gráfico 12 Implante tipo Brånemark roscado de superficie lisa.....	35

RESUMEN

A principios de los años 60s Brånemark desarrolla el concepto de oseointegración, ello condujo al éxito a largo plazo de los implantes dentales; esto a su vez va de la mano con las propiedades físico-químicas del implante dental y su biocompatibilidad e interacción con los tejidos óseos. En la actualidad el material utilizado es el titanio comercialmente puro, ya que sus propiedades lo hacen el material de elección por su gran biocompatibilidad con los tejidos y a su vez promueve una respuesta deseable en los tejidos y células que contactan con el implante. Se han creado y diseñado diferentes tratamientos en la superficie del implante de titanio para aumentar el área superficial del mismo y lograr una mejor fijación y a su vez aumentar la respuesta de los tejidos, estabilidad del implante y su unión al hueso cortical. Se considera que existen tres formas posibles para mejorar el porcentaje de dicho contacto: 1. aumentando la rugosidad de la superficie, ya sea por arenado, cubierta por hidroxapatita o con rociado por esferas de plasma de titanio, 2. grabando la superficie externa, 3. combinando varias técnicas. El uso de implantes con superficie rugosa es indicado para lograr un mejor anclaje en hueso de baja calidad; la tendencia actual pareciera dar mayor importancia al grabado ácido de la superficie, ya que ofrecen una oseointegración más rápida y estable.

I. REVISIÓN DE LA LITERATURA

1.-DEFINICIÓN DE OSEOINTEGRACIÓN

Desde la época de los Etruscos, 2.500 años atrás, se han realizado numerosos esfuerzos para desarrollar una técnica que permita reemplazar un diente natural perdido por uno artificial fijado en el hueso. La mayoría de estos implantes fallaban debido a la falta de biocompatibilidad de los materiales usados. ⁽¹⁾

Sin embargo no fue hasta los años 60s, cuando el concepto de oseointegración fue desarrollado por Brånemark. La oseointegración ha sido definida desde varios puntos de vista, incluyendo la descripción de resultados clínicos a largo plazo, evaluación numérica de la capacidad mecánica interfacial y una apariencia morfológica de la interfase tejido-implante. Una de las primeras definiciones de oseointegración hecha por Brånemark, la define como la conexión estructural, directa y funcional entre el hueso y la superficie del implante sometido a cargas funcionales. Subsecuentemente, algunas otras definiciones de oseointegración fueron presentadas. ⁽²⁾

En 1986, la Academia Americana de Odontología de Implantes la definió como el contacto que se establece entre el hueso remodelado normal y un implante sin interfase de tejido no óseo y la distribución de la carga desde el implante hacia dentro del hueso.^(3,4,5)

De acuerdo a otros autores, la única definición aceptable de oseointegración esta basada en el examen clínico. Estos autores la definieron como un proceso en el cual se crea una fijación rígida clínicamente asintomática de un material aloplástico, que se logra y es mantenido en el hueso durante cargas funcionales. Esto esta en contraste con los implantes rodeados de tejido conectivo fibroso (fibrointegración), los cuales han mostrado una movilidad clínicamente comprobada cuando son sometidos a cargas.⁽²⁾(gráfico 1)



Gráfico 1. Microfotografía de un osteocito unido a un implante dental
Tomado de catálogo Nobel Biocare®

Obviamente, es de gran interés disponer de una definición de oseointegración; de acuerdo al Diccionario Ilustrado Dorland, oseointegración es el anclaje directo de un implante por formación de tejido óseo alrededor del mismo, sin crecimiento de tejido fibroso en la interfase hueso implante. Sobre la base de las definiciones previamente sugeridas, Brånemark dio un número de definiciones desde varios puntos de vista:

a.- Desde el punto de vista del paciente: un implante está oseointegrado, si provee estabilidad y soporte a las prótesis bajo cargas funcionales, sin dolor, inflamación o pérdida del implante.⁽²⁾

b.- Desde el punto de vista de la biología macro y microscópica y la medicina: es una aposición cercana de hueso nuevo y reformado en congruencia con la fijación, incluyendo irregularidades en la superficie visto al microscopio de luz, sin interposición de tejido conectivo o fibroso y donde se establece una conexión estructural y funcional, capaz de soportar cargas fisiológicas normales sin deformación y sin iniciar algún mecanismo de desalojo.⁽²⁾

c.- Desde el punto de vista biomecánico macroscópico: un implante se ha oseointegrado, si no existe movimiento relativamente progresivo entre el implante, el hueso vivo circundante y la médula bajo diferentes tipos y niveles de cargas funcionales durante la vida del paciente y exhibe deformaciones en la misma magnitud que cuando las mismas cargas son aplicadas al hueso.⁽²⁾

d.- Desde el punto de vista biofísico microscópico: implica que a nivel del microscopio electrónico y de luz, los componentes de tejido identificables entre la delgada zona de la superficie de fijación son constituyentes de hueso y médula normal, los cuales continuamente se convierten en una estructura ósea normal alrededor del implante.⁽²⁾

El concepto de oseointegración y su aplicación clínica han impactado positivamente la odontología y revolucionado la posibilidad de reconstruir tanto el complejo cráneo-facial como la dentición. La planificación del tratamiento, procedimientos clínicos, técnicas de laboratorio, ciencias de los materiales y ciencias biológicas han sido influenciadas

por las observaciones y persistencia de científicos y clínicos como Brånemark.⁽⁶⁾

2.-PROCESO BIOLÓGICO DE LA OSEOINTEGRACIÓN

El proceso biológico de la oseointegración o aposición de matriz ósea calcificada sobre la superficie de un material sintético, implantado mediante técnicas específicas de cirugía, constituye uno de los descubrimientos más importantes de la odontología clínica del siglo XX.^(3,5)

Bajo condiciones ideales, el implante se incorpora dentro de un hueso recién formado, lo cual constituye un tejido altamente diferenciado. El proceso de cicatrización alrededor de los implantes está caracterizado por una reacción inflamatoria, la cual es el resultado del trauma quirúrgico y de la presencia del material implantado. Obviamente la integración tisular alrededor de los biomateriales ocurre en los tejidos blandos y en el tejido óseo.⁽²⁾

Los implantes dentales son introducidos como estructuras artificiales dentro de un lecho creado quirúrgicamente en tejido maduro y una secuencia de

eventos celulares y moleculares se inician como respuesta al trauma, los cuales incluyen inflamación, reparación y remodelación.⁽²⁾

La invasión del tejido óseo a través de instrumentación quirúrgica para crear un lecho al implante da como resultado un trauma vascular y discontinuidad ósea. El lugar de la osteotomía se llena casi instantáneamente de sangre y la colocación subsiguiente del implante dental obliga a que escape este biolíquido, saturando al implante en toda su extensión. Proteínas, lípidos y otras biomoléculas se pueden adherir a la superficie del implante, desarrollándose una interacción interfacial en espacio y tiempo de una serie de eventos bien orquestados que se pueden describir de acuerdo a un nivel de observación.⁽⁷⁾

La colocación quirúrgica del implante produce un grado variable de contacto entre el hueso y el mismo. El área de interfase se compone de hueso, tejido medular y el hematoma mezclado con los fragmentos del hueso debido al fresado. Como en la cicatrización inicial de un defecto o una fractura, después de la colocación del implante, las células

mesenquimales e inflamatorias migran desde los vasos sanguíneos adyacentes y el estroma medular hacia el área de interfase. El hematoma se sustituye por los vasos sanguíneos proliferativos y por el tejido conectivo hábil. Las células gigantes multinucleadas cubren la superficie del implante que esta en contacto directo con el tejido no-mineralizado. Este signo clásico de una reacción ante un cuerpo extraño puede indicar que el encapsulamiento óseo de un implante es una respuesta de este tipo.⁽⁵⁾

La reacción inicial en la interfase hueso-implante involucra la liberación de células sanguíneas y aminas vasoactivas, la formación de un coágulo de fibrina, la debridación por macrófagos y la organización y reemplazo del hematoma por tejido de granulación, el cual a su vez es reemplazado por un callo fibroso y posteriormente, por un callo de hueso primario u osteoide.⁽⁷⁾

En la fase temprana de cicatrización, el hueso fibroso se forma por las uniones osteoblásticas en la superficie del hueso trabecular y cortical endóstico que rodean al implante. La remodelación extensa, es decir, la reabsorción seguida de la formación ósea, en el hueso cortical cerca de

la superficie del implante produce un aumento del número de osteonas secundarias y la formación ósea trenzada en los espacios que hay entre el implante y la superficie del hueso.⁽⁵⁾

El hueso recién formado, acercándose a la superficie del implante, produce la condensación ósea, tanto en las roscas del implante como hacia la superficie del mismo. Por tanto, la cantidad de hueso en las roscas y el grado de contacto hueso-implante aumentan con el tiempo. En la última fase de cicatrización, el hueso laminar sustituye el hueso trenzado en un proceso de sustitución progresiva.⁽⁵⁾

La primera fase de cicatrización ósea suele tardar entre 4 y 16 semanas, mientras que el proceso de remodelación se puede prolongar entre 4 y 12 meses o más tiempo en humanos. Así pues, es probable que la cicatrización completa pueda tardar más tiempo de lo convencional, de 3 a 6 meses⁽⁵⁾

Numerosas investigaciones indican que la fijación del implante no depende de un enlace químico verdadero entre hueso y titanio, sino que la estabilidad clínica de un

implante depende de un engranaje mecánico entre el hueso mineralizado y de las irregularidades que se crean por el proceso de rotación sobre la superficie del implante, así como de los socavados microscópicos tales como agujeros y cámaras de fragmentos óseos.⁽⁵⁾(gráfico 2)

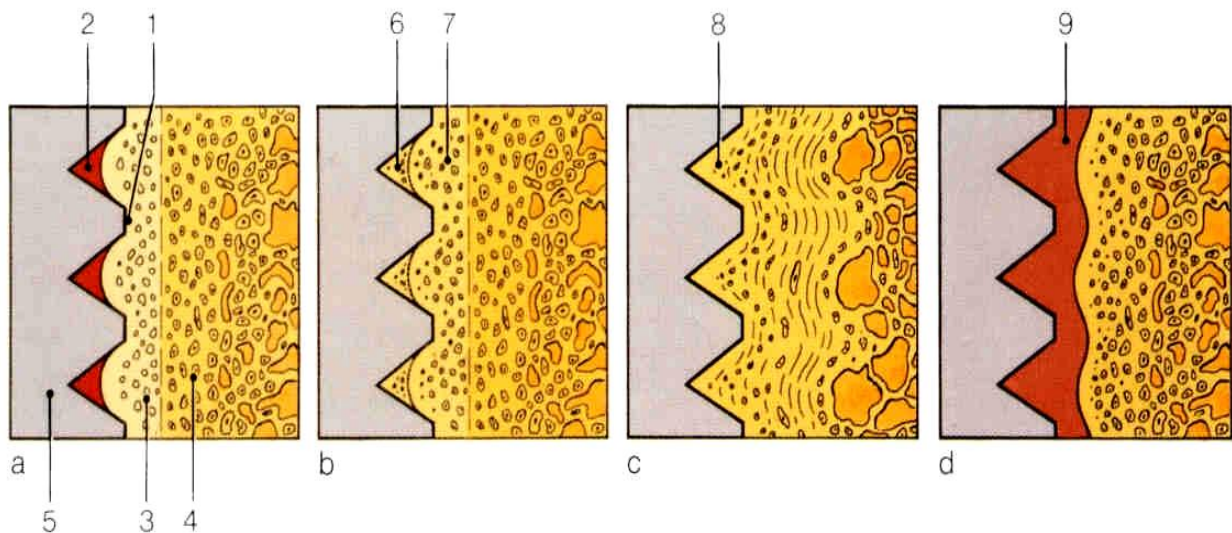


Gráfico 2. Proceso biológico de la oseointegración

- A. Colocación del implante. 1. Zona de contacto entre el implante y el hueso; 2. Hematoma en cavidad cerrada; 3. Hueso lesionado inevitablemente por el trauma térmico y mecánico; 4. Hueso sano; 5. Implante
- B. 6. El hematoma se transforma en hueso nuevo; 7. Proceso de remodelado óseo (remineralización y desmineralización)
- C. 8. Remodelación del hueso en contacto con el implante en respuesta a la carga masticatoria
- D. 9. Zona de pseudointegración; capacidad biomecánica inadecuada en la interfase entre el implante y el hueso

Tomado de Brånemark, 1985

3.-FACTORES INVOLUCRADOS EN LA OSEOINTEGRACIÓN

El éxito de los implantes dentales esta relacionado directamente al descubrimiento de métodos que maximicen el contacto entre el hueso y el implante. Los cinco factores más importantes requeridos para lograr una interfase oseointegrada hueso-implante son: material biocompatible, calidad y cantidad de hueso, adaptación precisa del implante al lecho óseo preparado, cirugía no traumática para minimizar el daño a los tejidos y fase de cicatrización sin cargas.⁽⁸⁾

3.1.-BIOCOMPATIBILIDAD DEL MATERIAL DEL IMPLANTE

Es necesario que exista biocompatibilidad del material del implante para promover la fase de cicatrización, evitando una reacción de cuerpo extraño y el rechazo por parte del huésped. Si no se utiliza un material con estas características, este intenta aislar el cuerpo extraño del material del implante rodeándolo con tejido de granulación y luego con tejido conectivo. Se ha demostrado que el titanio y ciertas cerámicas de calcio-fosfato son biológicamente inertes.⁽⁸⁾

3.2.- CALIDAD Y CANTIDAD DE HUESO

Las características del hueso en el sitio a implantar y su localización anatómica son factores que influyen en el éxito del implante. En general, pero no siempre, altas tasas de fallas han sido reportadas para implantes colocados en el maxilar superior y en los segmentos posteriores de ambos maxilares. Esto puede ser parcialmente explicado debido a los diferentes tipos de calidad de hueso y a las condiciones de cargas en estas zonas.⁽²⁾

El maxilar inferior, generalmente presenta una capa cortical más densa y gruesa que el maxilar superior y la capa cortical de ambos maxilares tiende a volverse más delgada y porosa en la zona posterior. Así el componente óseo trabecular es más denso en la mandíbula que en el maxilar y en la zona anterior más que en la posterior, aunque se ha observado un amplio rango de variaciones en la mandíbula. La presencia de estructuras anatómicas tales como los senos maxilares y el conducto del nervio dentario inferior limitan la cantidad de hueso disponible para la colocación de los implantes en el sector posterior.⁽²⁾

Basados en su apariencia radiográfica y en su resistencia al fresado, la calidad del hueso ha sido clasificada en cuatro categorías por Lekholm y Zarb en 1985: hueso tipo 1, en el cual casi todo el maxilar inferior esta compuesto de hueso compacto homogéneo; hueso tipo 2, el cual esta formado por una capa gruesa de hueso compacto alrededor de un núcleo de hueso trabecular denso; hueso tipo 3, en el cual una delgada capa de hueso cortical rodea a un núcleo de hueso trabecular denso de resistencia favorable; hueso tipo 4, caracterizado por una capa delgada de hueso cortical alrededor de un núcleo de hueso trabecular de baja densidad con pobre resistencia.^(5,9)(gráfico 3)

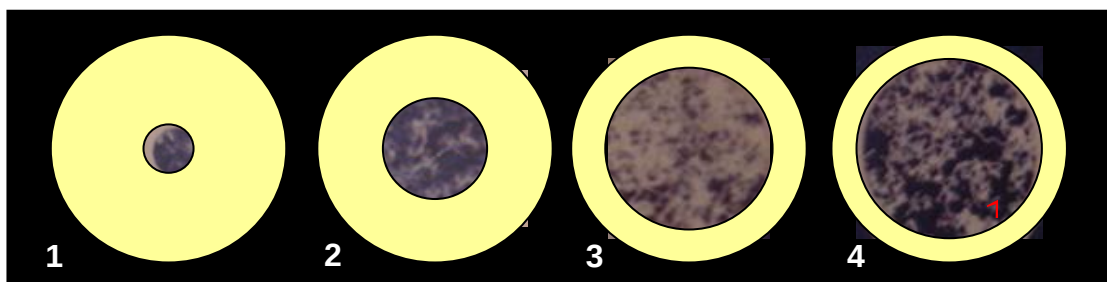


Gráfico 3. Clasificación de la cantidad y calidad ósea
Tomado De Palacci, 2001

Desde un punto de vista biomecánico, los implantes pueden ser casi completamente soportados por hueso cortical si esta presente y la presencia de hueso denso puede favorecer la estabilidad temprana del implante, lo cual es uno de los prerequisites para obtener oseointegración de manera predecible.⁽⁹⁾

3.3.- ADAPTACIÓN DEL IMPLANTE AL LECHO ÓSEO

El tamaño de la brecha entre el implante y el lecho óseo, inmediatamente después de colocado, es crítico para lograr la oseointegración. El tamaño de la brecha puede ser controlado a través de un lecho quirúrgico preciso donde será colocado el implante. Las preparaciones cilíndricas hechas en forma aguda son más predecibles. La precisión en la instrumentación minimiza la distancia entre el implante y el hueso receptor.⁽⁸⁾

3.4.-TÉCNICA QUIRÚRGICA NO TRAUMÁTICA

Se requiere de una técnica quirúrgica no traumática, a fin de minimizar los daños mecánicos y térmicos al tejido óseo. Las fresas deben ser agudas y de alta calidad para que corten a baja velocidad y alto torque. La irrigación copiosa, ya sea por métodos internos o externos, mantienen

una temperatura adecuada para evitar daños irreversibles al hueso. Se ha encontrado que puede existir daño al tejido óseo cuando se alcanzan temperaturas a 47°C por más de 1min. Si la temperatura es elevada la fosfatasa alcalina del hueso es desnaturalizada, lo cual impide la síntesis del calcio alcalino. Si la brecha entre el implante y el hueso puede ser minimizada y la cirugía no es traumática, el hueso embrionario será rápidamente sustituido por un hueso maduro laminar susceptible de ser cargado.⁽⁸⁾

3.5.-FASE DE CICATRIZACIÓN SIN CARGAS

La inmovilidad del implante durante la fase de cicatrización es afectada por la cantidad y calidad del hueso.⁽⁸⁾ Después de la cirugía es importante evaluar individualmente la estabilidad primaria del implante para elegir la carga temprana o definir el período adecuado de cicatrización antes de cargar los implantes. Si la estabilidad primaria no es satisfactoria, el período de cicatrización debe prolongarse y el implante debe protegerse de la carga excesiva durante el primer período de función. La ausencia de buena estabilidad primaria del implante debe considerarse un factor de riesgo durante el primer año de función.⁽²⁾

4.-CRITERIOS PARA LA EVALUAR LA OSEOINTEGRACIÓN DEL IMPLANTE

La evaluación clínica requiere una cuantificación de la evidencia científica basada en la disponibilidad de parámetros capaces de convertir impresiones subjetivas en datos objetivos.⁽¹⁰⁾

Investigadores realizaron una revisión de la literatura y el análisis de los resultados, les permitió plantear algunos criterios que soportan como válido la determinación del éxito clínico de los implantes dentales. Estos criterios son propuestos para la investigación clínica sobre implantes dentales.⁽¹⁰⁾

Criterios de éxito:

1. El implante no debe presentar movilidad al examen clínico.
2. No debe presentar radiolúcidez perimplantar al examen radiográfico.
3. La pérdida vertical de hueso debe ser menor de 0,2mm anual, después de los primeros 5 años de función.
4. No debe existir dolor, molestia o infección atribuibles al implante.

5. El diseño del implante no debe interferir en la colocación satisfactoria de la restauración.⁽¹⁰⁾

Esposito *et al.*, además de los anteriores, proponen otro criterio de evaluación:

6. Percepción de sonido sordo a la percusión.⁽²⁾

5.-DESCRIPCIÓN DE LA UNIÓN CELULAR A LOS MATERIALES DEL IMPLANTE

La mayor consideración en el diseño de los implantes ha sido producir superficies que promuevan una respuesta favorable en las células y tejidos que lo rodean. Las consideraciones acerca de la misma son muy importantes, ya que el comportamiento celular alrededor del implante es modificado por ella, sin embargo, la variedad de las superficies usadas en implantodontología han estado sujetas a la selección de los materiales de acuerdo a la tecnología de los materiales disponibles, lo que ha traído una gran preocupación desde el punto de vista de la ciencia de los materiales tales como propiedades mecánicas, área de superficie, resistencia a la corrosión y caracterización. Aunque estas propiedades son fundamentales para determinar el éxito del implante, otro aspecto importante de

la interacción tejido-implante, como los principios del comportamiento celular, han sido ignorados.⁽¹¹⁾

El comportamiento celular más pertinente en el desarrollo de la interfase hueso-implante es la adhesión relacionada con las propiedades de migración y proliferación celular. La unión celular al material del implante ha estado continuamente en debate sobre la base de una unión natural óptima a la superficie del mismo; no hay duda de que algún grupo de células se deben unir a esta superficie para lograr la integración tisular. La unión de las células al implante dental es un asunto complejo debido a que hay tres tipos distintos de tejidos involucrados: epitelio, tejido conectivo y hueso.⁽¹¹⁾

El número de células unidas a la superficie es medida en función del tiempo. La absorción proteínica ocurre rápidamente, formándose una capa de 2 a 5nm de contacto. Este contacto entre las células y el sustrato probablemente involucra la extensión del proceso celular de menos del promedio de la carga negativa de la superficie. Esta microextensión de la superficie de la célula probablemente contiene receptores membranosos que están

específicamente dirigidos hacia varios factores absorbidos. Inicialmente las células unidas a la superficie se encuentran alrededor del implante y luego se diseminan rápidamente.⁽¹¹⁾

La habilidad de las células de influenciar una fuerza contráctil sobre el sustrato esta asociada con un tipo de adhesión focal. Este tipo de adhesión ha sido dividida en:(1) contacto focal de pequeña unión transitoria y (2) adhesión focal de mayor duración, el cual permanece por mas tiempo en la estructura comprimiendo un número de contactos focales lateralmente opuesto. Los microfilamentos que contienen actina envuelven a los contactos focales y la adhesión sobre la superficie. Las proteínas que atraviesan la membrana celular son especializadas para unirse a la matriz extracelular colocada en el sitio de contacto.⁽¹¹⁾

Un tercer tipo de sustrato celular contacta con la matriz extracelular, en donde existe una brecha de 100nm entre la membrana celular y el sustrato. Ramificaciones de la matriz extracelular se conectan a la membrana plasmática y a la superficie del implante. Un cuarto tipo de estructura mediadora de la unión celular son los hemidesmosomas.⁽¹¹⁾

Como regla general, las células no se unen directamente a la superficie del implante, pero las glicoproteínas extracelulares son absorbidas por esta superficie. La macromolécula mas estudiada capaz de promover la unión celular ha sido la fibronectina, pero otras moléculas adhesivas como la laminina, epibolina, epinectina y la vironectina han sido identificadas.⁽¹¹⁾

Entre las propiedades de los materiales que pueden afectar la unión celular incluyen la rigidez mecánica, la humectabilidad y la superficie. El comportamiento celular ocurre cuando las células se enfrentan con materiales que difieren de sus propiedades adhesivas⁽¹¹⁾(gráfico 4)

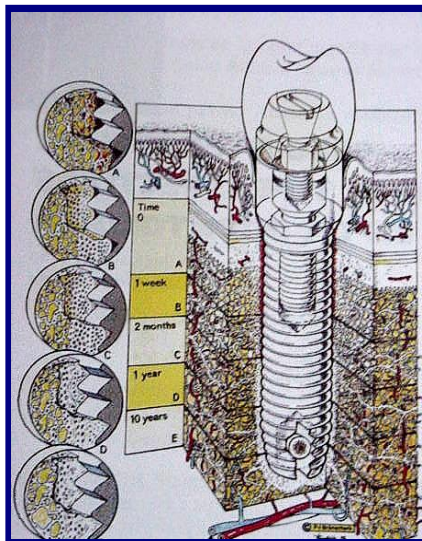


Gráfico 4, Biología de la Oseointegración

Tomado de Dinato y Polido, 2003

5.1.-RIGIDEZ MECÁNICA

El papel de la rigidez mecánica ha sido estudiado por algunos investigadores, los cuales cultivaron células en un sustrato deformable y consideraron las propiedades biomecánicas. La fuerza de atracción será mayor cuando el material posea una mayor rigidez mecánica ya que esto parece estar relacionado con la fuerza adhesión celular. Los fibroblastos ejercen una gran atracción por el sustrato; es requerido el efecto acumulativo de muchas células epiteliales para producir la misma cantidad de fuerza de un solo fibroblasto. ⁽¹¹⁾

5.2.-HUMECTABILIDAD

Puede ser medida por el ángulo de contacto formado por gotas de líquido esparcidas sobre una superficie. La regla general que ha surgido de varios estudios es que los materiales con una tensión superficial crítica de 20 a 30 dynes/cm muestran una adhesividad biológica mínima. Los materiales que no presentan estos valores, soportan la bioadhesión en mayor grado. Baier, cree que los materiales con alta energía superficial absorben macromoléculas, modifican la forma, desarrollan más puntos de unión y forman una muy buena capa acondicionadora para la unión

celular. Una variedad de materiales que incluyen el vidrio, las cerámicas y óxidos metálicos se pueden considerar materiales con una alta energía superficial.⁽¹¹⁾

5.3.-SUPERFICIE

En las últimas dos décadas ha existido incertidumbre acerca de cómo influye la superficie del implante sobre el proceso de oseointegración.⁽¹²⁾

Se han incrementado las investigaciones en función de obtener una textura en la superficie del implante que permita una mejor y más temprana fijación al hueso. Algunos métodos se han implementado para lograr este objetivo tales como el arenado o el uso de diferentes capas, a veces en combinación con tratamiento químico⁽¹³⁾ que permitan un incremento de la traba mecánica entre el hueso y las superficies microrugosas, como la presente en los implantes con grabado ácido.⁽¹⁴⁾

Clínicos estudiaron 12 diferentes factores relacionados al implante que pudieran influenciar la oseointegración. Los autores concluyeron que la textura de la superficie del implante fue el único factor que afectaba significativamente

parámetros tales como contacto hueso-implante. Las observaciones realizadas por estos investigadores fueron confirmadas subsecuentemente en experimentos que indicaban que cierto grado de rugosidad en la superficie favorecía la oseointegración cuando eran evaluados por la prueba de remoción de torque. Se ha propuesto que la alteración de la textura de la superficie incrementa la retención entre el implante y el hueso por el aumento de la superficie de contacto, incrementando la traba mecánica entre el hueso y el implante y logrando la actividad metabólica de los osteoblastos, conduciendo así a la formación temprana de hueso laminar.⁽¹⁵⁾

6.-DESCRIPCIÓN DE LAS CARACTERÍSTICAS DE LA SUPERFICIE DEL IMPLANTE

La mayoría de los biomateriales utilizados actualmente en implantodontología son bien tolerados por los tejidos, sin embargo, debe realizarse una adecuada selección del material de acuerdo al caso y un cuidadoso análisis de los factores relacionados con el operador.⁽¹⁰⁾

El proceso crucial, que conduce a la estabilidad de los implantes dentales oseointegrados, es la mineralización del

hueso adyacente a la superficie del mismo. En diversas ocasiones el fracaso de los implantes dentales se debe a la incapacidad para establecer el contacto entre el hueso y el implante. Se cree que existen varios factores asociados con este problema, dentro de los cuales se incluyen un excesivo trauma quirúrgico, infección, problemas de cicatrización, carga prematura, falta de biocompatibilidad, entre otros.⁽¹⁰⁾

Se consideran relevantes las características de la superficie del implante y la interfase hueso-implante por su gran influencia en la oseointegración. Investigaciones de laboratorio con cultivo de células *in vitro* sobre superficies metálicas y cerámicas, han arrojado resultados significativamente positivos en cuanto a adhesividad celular y respuesta de depósito de matriz orgánica, lo que pone de manifiesto que existen diferencias entre las superficies texturizadas.^(3,11)

Aunque los implantes dentales son elaborados para funciones similares, deben reunir una serie de características físico-químicas en cuanto a biocompatibilidad, estabilidad química, rigidez y

elasticidad, para favorecer su integración ósea y permitir situaciones de cargas funcionales. En general están fabricados de diversos materiales biocompatibles. Sus superficies pueden ser de titanio puro, titanio tratado con grabado ácido, hidroxiapatita (HA), óxido de aluminio, entre otros.^(4, 17) (gráfico 5)



Gráfico 5, Diferentes características de las superficies
Tomado de Dinato y Polido, 2003

En la actualidad el material mayormente utilizado en la fabricación de los implantes dentales, es el titanio comercialmente puro, en cuya composición se halla menos del 0,25% de impurezas. El titanio constituye el cuarto elemento más abundante en la tierra (después

del aluminio, el hierro y el magnesio), tiene un peso molecular de 47,9 kDa y número atómico de 22.⁽¹⁷⁾

Bioquímicamente se caracteriza porque al contacto con el aire o los líquidos hísticos se oxida de forma superficial limitando los fenómenos de corrosión.^(3,17) El efecto tóxico del titanio es bajo debido a que el metal es pasivado a través de la formación casi inmediata de la capa de óxido durante la fabricación, el grosor de esta capa se incrementa durante la esterilización en vapor de agua, esta capa de óxido es la reconocida por las biomoléculas cuando el implante es colocado dentro del hueso.⁽¹⁷⁾

El titanio, de todos los metales y aleaciones pasivas, es disuelto (desde un punto de vista termodinámico), sin embargo la tasa de disolución es muy baja.^(3,18) Debido a que el óxido de titanio posee una alta pasividad, espesor controlado, rápida formación, habilidad para autorrepararse instantáneamente, resistencia al ataque químico, actividad catalítica para algunas reacciones químicas y módulo de elasticidad compatible con el hueso, el

titanio es el material de elección para los implantes intraóseos.^(3,7)

La mayor consideración en el diseño de los implantes es producir una superficie capaz de promover una respuesta deseable en los tejidos y células que contactan con el implante y servir de base protésica. Quizás lo que diferencia a los implantes dentales son las características de su superficie. A nivel macroscópico existen implantes con forma de tornillo, cilíndricos y cónicos. A nivel microscópico algunos implantes tienen superficies lisas, mientras otros son maquinados, texturizados o con superficies porosas. La razón para estas diferencias es que las distintas áreas del implante poseen varias funciones que requieren diferentes propiedades en su superficie. Por ejemplo, la porción que emerge a través del epitelio gingival es lisa ya que debe producir un sellado epitelial que resista la invasión bacteriana, mientras que el cuerpo del implante debe ser poroso para promover el crecimiento e invasión tisular hacia la superficie del implante y por ende su estabilización.^(11, 16) (gráfico 6)

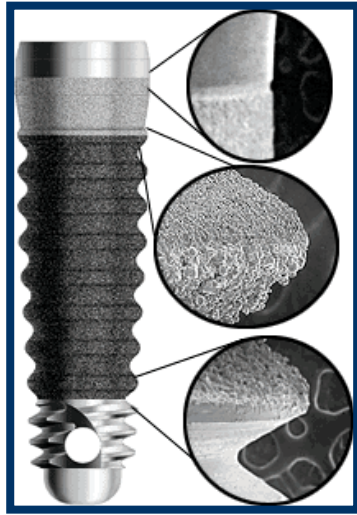


Gráfico 6. Diferentes áreas del implante
Tomado de catálogo de LIFECORE®

Existen diferentes tipos y formas de implantes, que afectan tanto su morfología macroscópica como microscópica. En la actualidad están prácticamente desechados los implantes subperiósticos y en láminas, siendo los endoóseos los más usados por la mayoría de los sistemas de implantes.⁽¹⁷⁾

En cuanto a la morfología macroscópica del implante: la forma más utilizada es la de tornillo cilíndrico o de raíz debido a que son relativamente fáciles de colocar y remover, en el que se pueden diferenciar tres partes: el cuerpo, el cabezal y la porción transmucosa.^(17, 19)

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

1. Implantes lisos: el implante presenta una superficie cilíndrica, homogénea y su colocación endoósea se realiza mediante un mecanismo de presión axial o percusión. Su inserción es más sencilla, requiere menos pasos quirúrgicos, pero la obtención de una fijación primaria, en ocasiones, es más difícil si se produce una pequeña sobreinstrumentación.⁽¹⁷⁾(gráfico 7)



Gráfico 7. Implante liso de plataforma regular
Tomado de catalogo de LIFECORE®

2. Implantes roscados: el implante presenta espiras propias de un tornillo y su colocación endoósea se realiza labrando el lecho mediante una broca que permitirá el posterior enroscado del implante. Requiere más pasos quirúrgicos, pero presenta una buena fijación primaria. Un ejemplo de ello es el implante tipo Brånemark.⁽¹⁷⁾(gráfico 8)

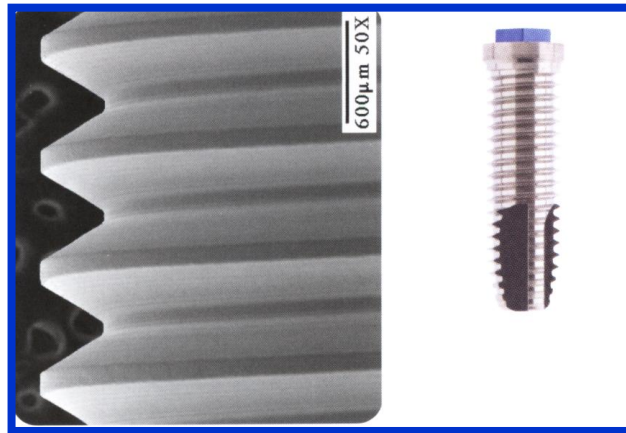


Gráfico 7. Implante roscado de titanio
Tomado de catalogo de LIFECORE®

Existe un tercer tipo de implante intermedio entre los dos anteriores, mencionado por Penarrocha como anatómico, caracterizado por un cuerpo macizo abultado en las primeras espiras y presentando un adelgazamiento hacia

apical, intentando imitar la morfología de los alvéolos vacíos tras una extracción, de tal forma que la filosofía de estos sistemas de implantes es la colocación inmediata tras la extracción dental.⁽¹⁷⁾(gráfico 9)



Gráfico 9. Implante cónico con roscas y grabado ácido imitando la forma de la raíz

Tomado de catálogo de BIO-TITE®

El cabezal, es la parte estructural del implante que permite el ajuste pasivo de la porción transepitelial o de los distintos aditamentos protésicos que van fijados mediante tornillos en el interior del implante. La tendencia actual es dotar a los cabezales de un hexágono externo que impida los movimientos rotatorios de las supraestructuras. También existe un sistema de atornillado por fricción desarrollado por el instituto Strauman (Sistema ITI®, Dental Implant System. Strauman, Waldenburg, Suiza).⁽¹⁷⁾

La porción transmucosa o cuello 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 transmucosa como un componente enroscable al cuerpo del implante (tipo Brånemark), sin embargo en determinados sistemas de implante ésta porción irá unida sin solución de continuidad con el cuerpo (tipo ITI®).⁽¹⁷⁾(gráfico 10)



Gráfico 10. Implantes dentales y diferentes componentes protésicos

Tomado de catálogo de Sterngold- Implamend®

Morfología microscópica o superficie externa del implante: el crecimiento del hueso saludable alrededor de

los implantes endoóseos ha sido caracterizado por la osteogénesis que incorpora una capa amorfa de hueso a lo largo de la superficie tratada del implante. Se ha reportado que el incremento de las rugosidades en la superficie del implante aumenta la fijación mecánica, así mismo se ha postulado que la función celular y las características de la superficie del implante están directamente relacionadas.⁽²⁰⁾

Cómo la superficie del implante afecta el perfil histológico del hueso es controversial. Las variaciones en las rugosidades de las superficies experimentalmente creadas por métodos químicos o mecánicos, no han sido claramente relacionadas con la evidencia histológica del incremento o no de la osteogénesis asociada al implante.⁽²⁰⁾(gráfico 11)

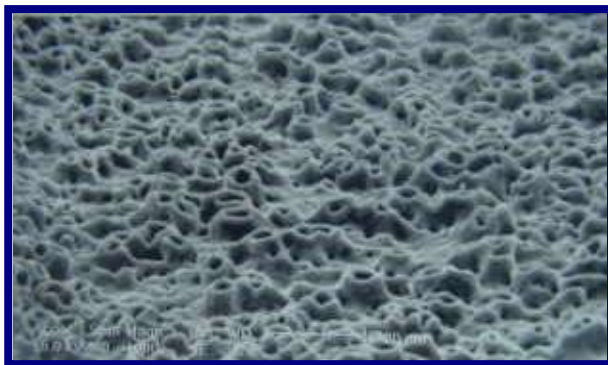


Grafico 11. Sistema Bränemark. Superficie texturizada por técnica de oxidación controlada de la superficie de titanio

Tomado de Dinato y Polido, 2003

A través del tiempo la superficie del hueso-implante ha estado sometida a la implementación de distintos métodos en busca de aumentar la oseointegración. El método original creado por Brånemark consistió en implantes de titanio roscados de superficie pulida (Brånemark®, Nobel Biocare, Suecia), e implantes cubiertos de hidroxiapatita (Sulzer Calcitek, Carlsbad, CA).⁽²¹⁾(gráfico 12)

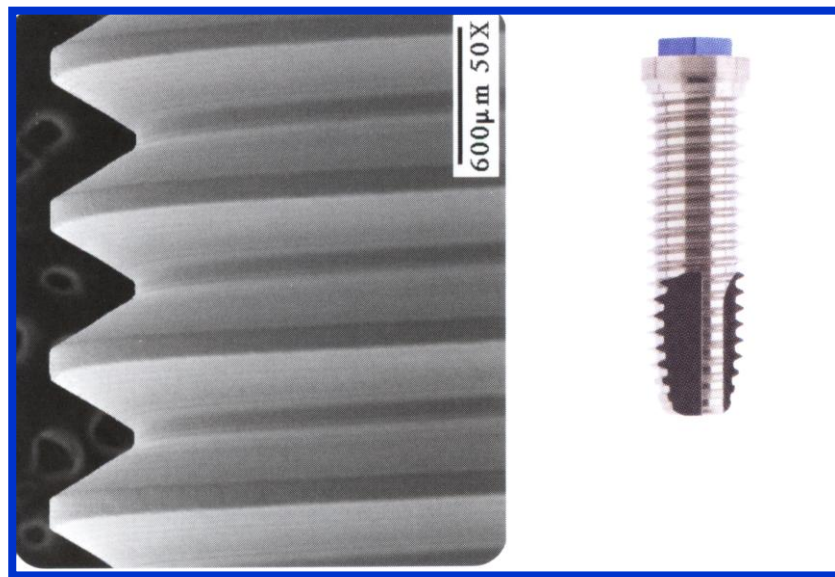


Gráfico 12. Implante tipo Brånemark roscado de superficie lisa

Tomado de catálogo de Lifecore®

Progresivamente la superficie del implante ha sido sinterizada y cubierta con polvo esférico de titanio, tratados con agentes ácidos (ácido nítrico, ácido fluorhídrico, ácido

clorhídrico, ácido sulfúrico), arenado con partículas de óxido de aluminio, fosfato tricálcico o dióxido de titanio de diferentes tamaños (25 a 250µm), solo o en combinación para obtener una textura superficial controlada a fin de lograr la actividad celular y el contacto hueso-implante.⁽²¹⁾

La superficie del implante recubierta por plasma de titanio fue creada por ITI[®] (Implant System. Strauman, Waldenburg, Suiza) en el intento de obtener una mayor área de superficie de contacto con el hueso. Los resultados de las investigaciones realizadas por ITI[®] (Implant System. Strauman, Waldenburg, Suiza), sobre las características de la superficie han cambiado su atención de los implantes recubiertos por plasma de titanio a los arenados y con grabado ácido, los cuales producen significativamente mayor oseointegración en comparación a los tratados con plasma de titanio.⁽²¹⁾

Una innovación reciente en la tecnología de la superficie del implante es la combinación de dos o más superficies diferentes en el mismo cuerpo. La razón es lograr aumentar la respuesta de los tejidos, estabilidad del implante y la unión al hueso cortical.⁽²¹⁾

6.1.-SUPERFICIE DEL IMPLANTE SIN GRABADO ÁCIDO

Algunos estudios han mostrado que las superficies lisas de titanio ofrecen un buen porcentaje de contacto con el hueso. Por otro lado, los implantes con superficie rugosa han demostrado un alto porcentaje de contacto hueso-implante. Estos últimos han permitido crear una rápida y firme integración al hueso. Los resultados en los experimentos con animales han sido extrapolados a los humanos.⁽¹⁹⁾

Los biomateriales sintéticos usados para la construcción de los implantes pueden ser clasificados en metálicos, cerámicos y con modificaciones en su superficie (revestidos y reactivos). Las modificaciones en su superficie son de naturaleza química y se han descrito en características estructurales a escala atómica. Estas características son críticas en la composición de la superficie, resistencia a la corrosión, energía superficial, flexibilidad y la tendencia a interactuar con los tejidos, tal como la habilidad de desnaturalizar las proteínas.⁽²²⁾

Las rugosidades en la superficie favorecen la adhesión osteoblástica, la diferenciación y producción de una matriz

extracelular, lo que se traduce en un mayor porcentaje de contacto hueso-implante.⁽²³⁾

La mayoría de los esfuerzos han sido concentrados sobre la tecnología de la superficie de los implantes, y las superficies rugosas han demostrado que favorecen la oseointegración, aunque la modificación óptima de la superficie rugosa no ha sido esclarecida.⁽²⁴⁾ Sin embargo, no solo la rugosidad como tal es importante, sino el tipo de rugosidad y sus dimensiones se considera un factor importante para la aposición ósea y el implante.⁽²⁵⁾

Variaciones en la rugosidad y porosidad de la superficie (menor a 100 μ m), puede ser categorizada en función del proceso a que es sometida dicha superficie. Los implantes maquinados presentan una superficie irregular con fisuras, crestas y agujeros a nivel de una escala nanométrica. Las superficies rugosas obtenidas por arenado de partículas presentan irregularidades de menos de 10 μ m.⁽²³⁾

Las superficies tratadas con plasma de titanio son obtenidas por el rociado de esferas de titanio a altas

temperaturas, la capa de plasma una vez solidificada ofrece un espesor de 0,04 a 0,05mm. Microscópicamente se puede observar una capa de poros irregulares que se conectan unos a otros.⁽²²⁾ (gráfico 13)

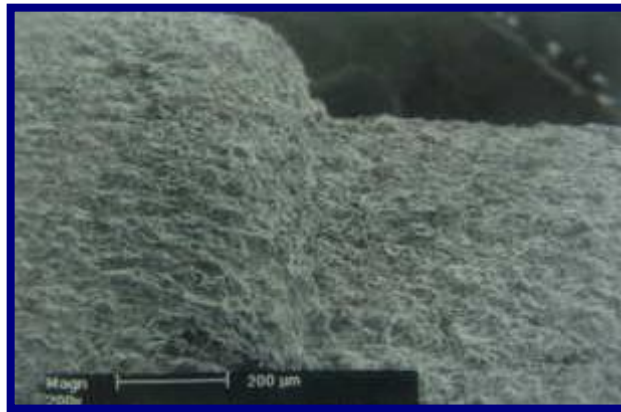


Gráfico 13. Implante tratado con rociado por plasma de titanio

Tomado de Dinato y Polido, 2003

Para muchos autores, la rugosidad en la superficie del implante es el factor importante para aumentar la proporción de oseointegración. Se sabe que el implante no se integra en un 100%. Un implante exitoso es considerado como tal cuando reúne una serie de requisitos de fijación, inmovilidad, ausencia de dolor, etc.⁽³⁾

Hoy se considera que existen tres formas posibles de mejorar el porcentaje de dicho contacto: aumentando la

rugosidad de la superficie, ya sea por arenado, cubierta por hidroxiapatita o con rociado de plasma de titanio; grabando la superficie externa o combinando estas dos ultimas técnicas. ⁽³⁾(gráfico 14)



Gráfico14. Superficie texturizada por técnica rociado de hidroxiapatita

Tomado de catálogo de Lifecore®

6.2.-SUPERFICIE DEL IMPLANTE CON GRABADO ÁCIDO

El mayor problema existente en la oseointegración es la falta de predictibilidad de los implantes en hueso de baja calidad (tipo III y IV) y de escasa o nula cantidad. El comportamiento de los mismos en huesos de buena calidad, especialmente tipo I y II, siempre ha sido excelente o altamente fiable, numerosos trabajos científicos,

estadísticas serias y estudios longitudinales de largo alcance así lo demuestran.⁽³⁾

Respecto a la superficie externa del implante y su relación con el hueso, rápidamente se buscó la forma de mejorar el comportamiento de los mismos en huesos de baja calidad. El uso de implantes de superficie rugosa ha sido indicado especialmente para lograr mejor anclaje en huesos de baja calidad.⁽³⁾

Los implantes de titanio pueden ser grabados con una solución de ácido nítrico o ácido fluorhídrico, para alterar químicamente la superficie y eliminar algunos productos contaminantes. Los ácidos atacan rápidamente al titanio en un proceso de naturaleza electroquímica. Los poros obtenidos en la superficie por varios métodos pueden incrementar el área total de la misma, produciendo un anclaje por osteoformación, logrando la unión por el incremento de las interacciones iónicas, introduciendo un sistema de anclaje dual físico y químico e incrementando la capacidad de carga de un 25 a 30%. Los defensores de esta técnica argumentan que los implantes tratados con grabado ácido ofrecen, desde el punto de vista radiográfico, una

densidad de hueso superior a lo largo de la interfase hueso-implante comparado con la superficie rociada con plasma.⁽²²⁾(gráfico 15)

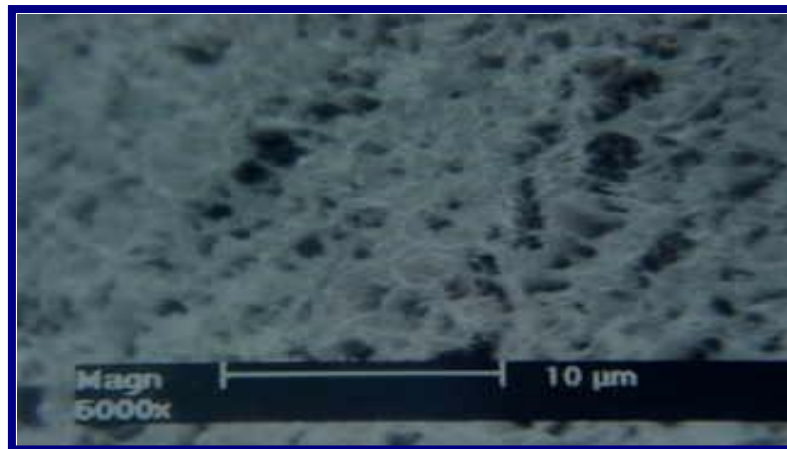


Grafico15. Superficie texturizada por técnica de grabado ácido

Tomado de Dinato y Pulido, 2003

Se ha postulado que las superficies grabadas con ácido ofrecen una oseointegración más estable y si esta es cubierta con una película de hidroxapatita, se produce un crecimiento óseo inmediato. Esto lleva a la conclusión que con una modificación apropiada de la superficie, la interacción hueso-implante puede ser cambiada y una adecuada oseointegración puede ser obtenida⁽²⁶⁾(gráfico 16)



Gráfico 16. Implante cilíndrico con grabado ácido

Tomado de catálogo de Implamed®

Clínicos sugieren que los tejidos humanos responden bien el tratamiento químico específico de grabado ácido realizado en implantes de titanio comercialmente puro. El éxito de estos implantes en hueso de baja calidad indican que pueden ser utilizados para huesos tipo III y IV. ⁽²⁷⁾

Estudios realizados por investigadores indican que la superficie rugosa que posea un rango entre 1 y $1,5\mu\text{m}$ tienen una mejor fijación al hueso que los implantes de titanio estándar maquinado, que tienen una rugosidad de superficie de $0,6$ a $0,7\mu\text{m}$. En otro estudio realizado por otros clínicos concluyeron que las superficies del implante que fueron arenadas y ácido grabadas reportaron mayor contacto

hueso-implante que la superficie rugosa con plasma de titanio. ^(19,24)

En otras investigaciones se realizó un estudio comparativo histomorfométrico y biomecánico para medir la respuesta del hueso a implantes de titanio atornillados con cuatro tipos diferentes de superficies colocados en la tibia de doce conejos. Las superficies fueron: maquinada, arenada, con rociado de plasma y ácido grabadas. ⁽¹⁴⁾

Después de un período de cicatrización de cinco semanas, los datos histomorfométricos y de remoción de torque revelaron un alto porcentaje de contacto hueso-implante y de resistencia a la remoción de torque para los implantes ácido grabados, en comparación con las otras superficies, obteniendo valores de un 38% mayor que los maquinados, un 34% mayor que el arenado y un 28% mayor que el rociado por plasma. Estos resultados concuerdan con los obtenidos por otros investigadores quienes reportaron que la superficie del implante químicamente tratada confería una resistencia a la remoción de torque reversa, que en el fémur de conejo fue cuatro veces mayor que las superficies maquinadas dos meses después de colocados. ⁽¹⁴⁾

Otros clínicos realizaron un estudio en ratas para establecer y validar en un modelo *in vivo* los factores biomecánicos y biológicos que pueden influenciar el establecimiento de la integración hueso-implante, se utilizó una prueba de empuje del implante, para medir el grado de oseointegración a través de cargas a la interfase hueso-implante y si este efecto se diferencia sensiblemente por la presencia de la superficie del implante.⁽²⁸⁾

La prueba de empuje del implante, la cual produce una medida consistente de desplazamiento de carga, fue usado para probar implantes cilíndricos de titanio en miniatura colocados en el ángulo distal del fémur de ratas adultas; los valores obtenidos por la prueba de empuje para cada sitio postimplantación (a la semana 0, 2, 4 y 8), se incrementaron significativamente de manera tiempo-dependiente. En este modelo, los implantes con grabado ácido (promedio de rugosidad 0,159mm), mostraron valores significativamente mayores que los implantes roscados (promedio de rugosidad 0,063mm), a través del período experimental.⁽²⁸⁾

Otros investigadores realizaron un estudio para analizar la respuesta del hueso humano para reparar el tejido en implantes que han sido cargados funcionalmente. Un implante rociado por plasma de titanio fue removido después de 5 años de funcionamiento debido a la fractura entre el implante y la corona. Un implante arenado y con grabado ácido fue usado como anclaje para un tratamiento ortodóntico.⁽²⁹⁾

Al final del tratamiento, el implante con grabado ácido fue removido. Ambos tipos de implantes fueron cargados funcionalmente sin presentar ningún tipo de síntomas por parte del paciente. Histológicamente se observó oseointegración en ambos implantes, pero el implante con grabado ácido presentó mayor cantidad de contacto óseo. El porcentaje de medida del contacto hueso-implante alrededor del implante con grabado ácido fue significativamente mayor que el implante con rociado de plasma de titanio.⁽²⁹⁾

Otros autores realizaron estudios histomorfométricos en cinco perros para evaluar y comparar el comportamiento de dos implantes con diferentes superficies en huesos de baja calidad (tipo IV); se realizaron extracciones de los

premolares de la mandíbula. Después de un tiempo de cicatrización de ocho meses, se colocaron 4 tipos de implantes roscados de titanio, dos con superficie maquinada grupo 3i (implant innovations, INC., Palm Beach Gardens, FL, USA) y dos con doble grabado ácido OSSEOTITE® (Implant innovations, INC., Palm Beach Gardens, FL, USA; OSS group), después de 4 meses de cicatrización se realizó la evaluación histomorfométrica.⁽³⁰⁾

Todos los implantes se observaron oseointegrados clínica e histológicamente, sin embargo la superficie del OSSEOTITE® mostró una tasa significativamente mayor de contacto hueso-implante que el grupo 3i. Se concluyó que los implantes con doble grabado ácido lograron mayor superficie de contacto hueso-implante en sitios con baja calidad de hueso que las de superficie maquinada.⁽³⁰⁾

Otros autores realizaron un estudio para determinar como afecta la superficie rugosa del implante la integración hueso-implante. Este estudio correlacionó perfiles morfológicos de la integración hueso implante y la matriz extracelular en respuesta a la colocación de implantes con diferentes superficies. Se fabricaron implantes en forma de

T con roscas de titanio puro dejando una cámara interna e implantes cuya superficie fue tratada por grabado ácido dual las cuales fueron implantadas en el fémur de 39 ratas; se creó una curva de integración ósea para la medida histomorfométricos dentro de la cámara del implante. Los resultados a las dos semanas indicaban que la curva de integración ósea del implante con grabado ácido dual se incrementó, mientras que hubo una disminución en los implantes con roscas. La tasa en el contacto hueso-implante con los implantes con grabado ácido dual fue 2,5 veces mayor que los de roscas a la semana 2 y 4.⁽²⁰⁾

La interacción entre los implantes dentales y los tejidos y las condiciones para alcanzar una oseointegración óptima dependen de las propiedades físicas del implante, incluyendo las características de la superficie y el grado de rugosidad. Estudios *in vivo* indican que las superficies rugosas inducen a una mejor fijación ósea que las superficies lisas. Estudios *in vitro* sustentan esta hipótesis. Esto sugiere que la rugosidad de la superficie puede tener un efecto directo sobre la migración osteoblastica, fijación y subsecuente proliferación y diferenciación celular.⁽³¹⁾(gráfico 17)

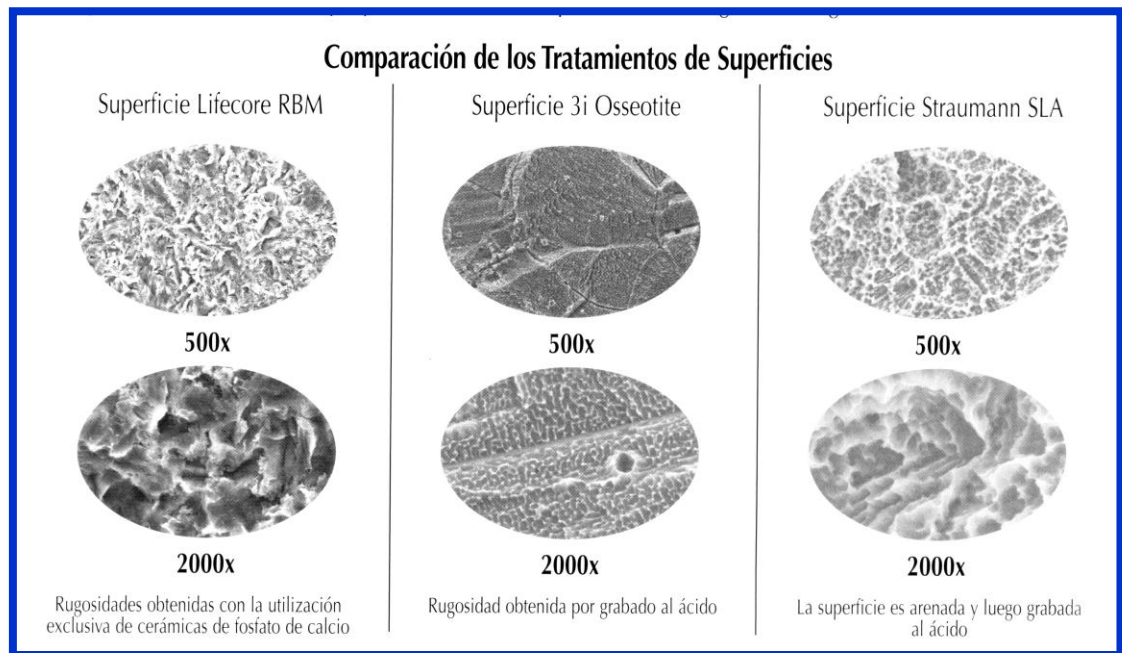


Gráfico17. Imágenes al microscopio electrónico de barrido
Tomado de catálogo de Lifecore®

III.-DISCUSIÓN

Numerosos investigadores y clínicos han incrementado las técnicas de implantación y los materiales a fin de lograr una mejor oseointegración a nivel de la interfase hueso-implante, estos han considerado la calidad y las propiedades de las superficie del implante como un factor importante para la oseointegración. Se ha concluido que una capa porosa de la superficie del implante incrementa la fijación y la estabilidad del mismo a través de una traba mecánica y formación de hueso.⁽³²⁾

La rugosidad de la superficie ha favorecido tanto *in vivo* como *in vitro* la adhesión de los osteoblastos, la diferenciación y la producción de la matriz extracelular, resultando en un mayor porcentaje de contacto hueso-implante.⁽²³⁾

Autores evaluaron cinco diferentes superficies de titanio, ellos demostraron que la aposición ósea fue mejor sobre las superficies arenadas y tratadas con ácido, que las superficies con rociado por plasma y electrodepositadas.⁽³³⁾

Se han incrementado las investigaciones en función de obtener una textura en la superficie del implante que permita una mejor y más temprana fijación al hueso. Algunos métodos se han implementado para lograr este objetivo tales como el arenado o el uso de diferentes capas, a veces en combinación con tratamiento químico⁽¹³⁾ que permitan un incremento de la traba mecánica entre el hueso y las superficies microrugosas, como la presente en los implantes con grabado ácido.⁽¹⁴⁾

El aumento en la fijación ósea ha sido asociado con la rugosidad de la superficie del implante, tratado ya sea por rociado de plasma, arenado de partículas o grabado ácido. Las características de la superficie pueden modular los mecanismos de la integración de los tejidos. Los implantes con grabado ácido combinados con arenado han demostrado que incrementan casi un 100% la tasa de contacto comparado con los implantes roscados.⁽²⁸⁾

Numerosos estudios han demostrado que la superficie arenada y con grabado ácido, como nuevo desarrollo en esta área, han demostrado consistentemente mejores resultados, tanto en pruebas histomorfométricas como biomecánicas, en

comparación con otras superficies tales como las tratadas con rociado por plasma, dando más ventajas desde el punto de vista de aplicación clínica.⁽²⁴⁾

Lo expuesto anteriormente contrasta con lo expuesto por Ogawa y Nishimura quienes sostienen que aún es controversial como las características de la superficie del implante afecta el perfil histológico. Ellos sugieren que las variaciones en la superficie experimentalmente creadas ya sea por mecanismos químicos o mecánicos, no han sido claramente asociadas con la evidencia histológica de que puedan incrementar o disminuir la osteogénesis relacionada al implante.⁽²⁰⁾

La tendencia actual parece dar la mayor importancia al grabado con ácido de la superficie (superficie lisa grabada o superficie arenada y grabada), que a las superficies rugosas (rociadas con esferas de titanio o hidroxiapatita). Este tratamiento en la superficie externa del implante permite una mayor humectación y una osteogénesis por contacto, produciendo efectos clínicos directos ya que aumenta significativamente el porcentaje de éxito en huesos de baja

calidad y acortando los tiempos de espera para la carga protésica de los mismos en huesos tipo I y II.⁽³⁾

IV.-CONCLUSIONES

1. El titanio comercialmente puro es el material de elección para los implantes dentales, siendo la textura de la superficie un factor que afecta significativamente el contacto hueso-implante.
2. Los implantes dentales deben reunir una serie de características físico-químicas en cuanto a biocompatibilidad, estabilidad química, rigidez y elasticidad, para favorecer su integración ósea y permitir situaciones de cargas funcionales.
3. La alteración de la textura de la superficie incrementa la retención entre el implante y el hueso por el aumento de la superficie de contacto.
4. Las superficies rugosas han demostrado que favorecen la oseointegración, aunque la modificación óptima de la superficie rugosa no ha sido esclarecida.
5. La interacción entre los implantes dentales y los tejidos, y las condiciones para alcanzar una oseointegración

óptima dependen de las propiedades físicas del implante, incluyendo las características de la superficie y el grado de rugosidad.

6. La reciente tecnología en la superficie del implante combina dos o más superficies en el mismo cuerpo, ya que las diferentes áreas del implante poseen distintas funciones que requieren diferentes propiedades en su superficie.
7. El uso de implantes de superficie rugosa ha sido indicado especialmente para lograr mejor anclaje en huesos de baja calidad (tipo III y IV).
8. Numerosos estudios señalan que las superficies grabadas con ácido ofrecen una oseointegración más rápida y estable.
9. Los implantes con grabado ácido combinados con arenado han demostrado que incrementan casi un 100% la tasa de contacto comparado con los implantes roscados.

10. El éxito de los implantes con grabado ácido en huesos de calidad tipo I y II indican que pueden ser acortados los tiempos de carga y utilizados para huesos tipo III y IV aumentando así la oseointegración.

V.-REFERENCIAS

1. Barewal R, Oates T, Meredith N, Cochran D. Resonance frequency measurement of implant stability in vivo on implants with a sandblasted and acid-etched surface. *International journal of oral and maxillofacial implants* 2003; 18(5): 641-651.
2. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I) Etiopathogenesis. *European journal of oral sciences* 1998; 106: 527-551.
3. Dinato J, Polido W. Implantes oseointegrados. Editorial Artes Médicas Ltda., 2003: 53-55.
4. Hobbo S, Ichida E, García L. Oseointegración y rehabilitación oclusal. Editorial Quintessence Publishing Co., Ltd., 1997:21-23.
5. Palacci P, Ericsson I. Odontología implantológica estética. Editorial Quintessence Publishing Co, Ltd, Barcelona, España 2001:15-22.
6. Triplett G, Schow S, Laskin D. Oral and maxillofacial surgery advances in implant dentistry. *International journal of oral and maxillofacial implants* 2000; 15(1): 47-55.
7. Sykaras N, Iacopino A, Marker V, Triplett R, Woody R. Implant materials, design and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *International journal of oral and maxillofacial implants* 2000; 15(5): 675-690.
8. Peterson L. Contemporary oral and maxillofacial surgery. Editorial Mosby, 2003;14,308.
9. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II) Etiopathogenesis. *European journal of oral sciences* 1998; 106: 721-764.

10. Smith D, Zarb G. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. The journal of prosthetic dentistry 1993– 1997.
11. Brunette M. The effects of implant surface topography on the behavior of cells. Quintessence 1988; 3(4): 231-246.
12. Mazor Z, Cohen Z. Preliminary 3-dimensional surface texture measurement and early loading result with a microtextured implant surface. International journal of oral and maxillofacial implants 2003; 18(5): 729-738.
13. Wennenberg A, Alberktsson T, Anderson B. Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminum oxide. International journal of oral and maxillofacial implants 1996; 11(1): 38-45.
14. Cordioli G, Majzoub Z, Piattelli A, Scarano A. Removal torque and histomorphometric investigation of 4 different titanium surface and experimental study in rabbit tibia. International journal of oral and maxillofacial implants 2000; 15(5): 668-674.
15. Abrahamsson I, Zitzmann N, Berglund T, Wennerberg A, Lindhe J. Bond and soft tissue integration to titanium implants with different surface topography an experimental study in the dogs. International journal of oral and maxillofacial implants 2001; 16(3): 323-332.
16. **Kasemo**. Biocompatibility of titanium implants: surface science aspects. The journal of prosthetic dentistry 1993 – 1997.
17. **Peñarrocha** M. Implantología oral. Editorial Ars Médica, Barcelona España, 2001; (1)11
18. Olefjord I, Hansson S. Surface analysis of four dental implant systems. International journal of oral and maxillofacial implants 1993; 18(1): 32-40.
19. Trisi P, Rao W, Rebaudi A. A histometric comparison of smooth and rough titanium implants in human low-

- density jawbone. International journal of oral and maxillofacial implants 1999; 14(5): 689-698.
20. Ogawa T, Nishimura I. Different bone integration profiles of turned and acid-etched implants associated with modulated expression of extracellular matrix genes. International journal of oral and maxillofacial implants 2003; 18(2): 200-210.
 21. Binon P. Implants and components: Entering the millennium. International journal of oral and maxillofacial implants 2000; 15(1): 76-94.
 22. Misch C. Contemporary implant dentistry. Editorial Mosby 2° edición. 1999; 20 271-302.
 23. Lima L, Fuchs.Wehrle A, Lang N, Hämmerle C, Liberti E, Pompeu E, *et al.* Surface characteristics of implants influence their bone integration after simultaneous placement of implant and GBR membrane. Clinical oral implant research 2003; 14: 669-679.
 24. Li D, Feguson S, Beutler T, Cochran D, Sittig C, Peter H, Buser D. Biomechanical comparision of sandblasted and acid-etched the machined and acid-etched titanium surface for dental implants. Journal of biomedical material research 2002; 6: 325-332.
 25. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B. Desing and surface characteristics of 13 commercially available oral implant systems. The journal prosthetic dentistry 1993; 8(6): 622-633.
 26. Viornery C, Guenther H, Aronsson B, Péchy P, Descouts P, Grätzel M. Osteoblast culture on polished titanium disks modified with phosphonic acids. Journal of biomedical material research 2002; 149-154.
 27. Sullivan D, Sherwood R, Mai T. Preliminary results of a multicenter study evaluating a chemically enhanced surface for machined commercially pure titanium implants. The journal prosthetic dentistry 1997; 379-386.
 28. Ogawa I, Ozawa S, Shih J, Ryu R, Sukotjo C, Yang J, *et al.* Biomechanical evaluation of osseous implants having

different surface topographies in rats. Journal dental research 2000; 79(11): 1857-1863.

29. Hayakawa T, Kiba H, Yasuda S, Yamamoto H, Nemoto K. A histologic and histomorphometric evaluation of 2 types of retrieved human titanium implants. International journal of periodontics & restorative dentistry 2002; 22:165-171.
30. Weng D, Hoffeyer M, Hürzeler M, Richter E. Osseotite® vs. machined surface in poor bone quality. A study in dogs. Clinical oral implant research 2003; 14: 703-708.
31. Bannister S, Lohmann C, Liu Y, Sylvia V, Cochran D, Dean D, et al. Shear force modulates response to surface roughness. Journal of biomedical material research 2002; 167-174.
32. Shikakura M, Fujii N, Ohnishi H, Taguchi Y, Oshima H, Nomura S, et al. Tissue response to titanium implantation in the rat maxilla, with special reference to the effects of surface conditions on bone formation. Clinical oral implant research 2003; 14: 687-696.
33. Bornstein M, Lussi A, Schmid B, Belser U, Buser D. Early loading of nonsubmerged titanium implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: 3-year results of a prospective study in patially edentulous patiens. International journal of oral and maxillofacial implants 2003; 18(5): 659-666.