

UNIVERSIDAD INCA GARCILASO DE LA VEGA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA



**TRABAJO ACADÉMICO PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE
SEGUNDA ESPECIALIDAD EN IMPLANTOLOGÍA ORAL**

**TÍTULO DEL TRABAJO
TRATAMIENTO DE LA SUPERFICIE DE LOS IMPLANTES DENTALES Y
SU RELACIÓN CON LA OSEOINTEGRACIÓN**

AUTOR

C.D. Manuel Venancio Canicoba Montes

ORIENTADOR

Mg. Esp. C.D. Eduardo Pacheco Roller

**LIMA – PERÚ
2020**

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a Dios por permitirme culminar una etapa de mi formación profesional y cumplir uno de mis anhelos.

Agradezco a mi familia por el apoyo constante, la comprensión y por el tiempo que dejé de compartir con ellos.

Un agradecimiento eterno a mis maestros, quienes compartieron sus conocimientos y experiencias para lograr la mejor preparación posible.

TRATAMIENTO DE LA SUPERFICIE DE LOS IMPLANTES DENTALES Y SU RELACIÓN CON LA OSEOINTEGRACIÓN

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Clasificación de Mish de la densidad ósea.....	8
Tabla 2: Tipo de densidad ósea en función a la ubicación anatómica.....	8
Tabla 3: Clasificación de la densidad ósea según TAC	9
Tabla 4: Métodos para la modificación de la superficie del titanio.....	32

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Tejido óseo compacto y esponjoso.....	4
Figura 2: Formas de hueso y su estructura.....	5
Figura 3: Esquema de hueso alveolar y basal	6
Figura 4: Clasificación de Lekholm y Zarb	7
Figura 5: Densidades óseas del maxilar y la mandíbula.....	7
Figura 6: Clasificación y subclasificación de Mish de hueso disponible.....	8
Figura 7: Per- Ingvar Branemark.....	9
Figura 8: Implante dental ocupaba el lugar de un incisivo.....	10
Figura 9: Mandíbula que fue encontrada en América Central.....	11
Figura 10: Prótesis dental en la antigua Roma.....	11
Figura 11: Sistema de Implantes.....	12
Figura 12: Diferencias de los tejidos periimplantarios de un diente y un implante.....	14
Figura 13: Secuencia del proceso de oseointegración, según el tiempo.....	15
Figura 14: Corte que muestra un implante y los tejidos circundantes.....	16
Figura 15: Implante y hueso subyacente después de 16 semanas de cicatrización.....	18
Figura 16: Fenómenos mecánicos de la interfase hueso-implante.....	18
Figura 17: Implante subperióstico.....	21
Figura 18: Implante transóseo.....	21
Figura 19: Implante endóseo.....	22
Figura 20: Diferentes diseños de implantes	22
Figura 21: Diseño de espiras de implantes.....	27
Figura 22: Superficie de implante mecanizada.....	28
Figura 23: Nanopartículas en superficies SLA.....	30
Figura 24: Imagen de implante arenado.....	33
Figura 25: Superficie de titanio grabada.....	33
Figura 26: Superficie anodizada de titanio.....	36
Figura 27: Spray de plasma de titanio.....	37
Figura 28: Superficies biomiméticas.....	39
Figura 29: Deposición cristalina discreta (DCD).....	40
Figura 30: Ablación láser.....	41
Figura 31: Células mesenquimales derivadas de la médula ósea in vitro.....	44
Figura 32: Células mesenquimales derivadas de la médula ósea adherida a superficie maquinada.....	45

ÍNDICE

CARÁTULA.....	i
AGRADECIMIENTOS.....	ii
TRATAMIENTO DE LA SUPERFICIE DE LOS IMPLANTES DENTALES Y SU RELACIÓN CON LA OSEOINTEGRACIÓN.....	iii
ÍNDICE DE TABLAS.....	iv
ÍNDICE DE FIGURAS.....	v
ÍNDICE.....	vi
RESUMEN.....	viii
ABSTRACT.....	ix
INTRODUCCIÓN.....	1
1. TEJIDO ÓSEO.....	2
1.1. Histología del tejido óseo.....	2
1.2. Funciones del hueso.....	3
1.3. Clasificación de los huesos.....	3
1.3.1. Clasificación de los huesos según su estructura macroscópica y microscópica.....	3
1.3.2. Clasificación de los huesos según su anatomía.....	5
1.4. Hueso maxilar.....	5
1.4.1. -Hueso alveolar (hueso funcional).....	5
1.4.2. -Hueso basal (estructural).....	6
1.4.3. Clasificación de los huesos según su calidad y cantidad.....	6
2. OSEOINTEGRACIÓN.....	9
2.1. ¿Qué es la oseointegración?.....	9
2.2. Historia de la oseointegración.....	10
2.3. Biología de la oseointegración.....	12
2.4. Tejidos periimplantarios.....	13
2.4.1. Epitelio de surco.....	13
2.4.2. Epitelio de unión.....	13
2.4.3. Mucosa oral.....	13
2.4.4. Tejido conectivo.....	13
2.4.5. Tejido óseo periimplentario.....	13
3. PROCESO DE OSEOINTEGRACIÓN.....	14
3.1. Secuencia del proceso de oseointegración.....	14
3.1.1. Sangrado y coagulación.....	15
3.1.2. Degradación del coágulo.....	16
3.1.3. Formación del tejido granular.....	16
3.1.4. Remodelado óseo.....	17
3.2. Fenómenos mecánicos de la interfase hueso-implante.....	18
3.2.1 Fenómenos de adhesión.....	18
3.2.2 Fenómenos de contracción.....	19
3.2.3 Fenómenos de activación.....	20
4. IMPLANTE DENTAL.....	21
4.1. Biomateriales usados en implantes dentales.....	23
4.1.1. Implantes de metal.....	23
4.1.1.1. Implantes de aleaciones de cobalto-cromo quirúrgico a las que se añade molibdeno.....	23
4.1.1.2. Implantes realizados en zirconio.....	23
4.1.1.3. Implantes de titanio.....	23
4.1.2. Implantes Cerámicos solos o recubiertos por porcelana.....	25
4.1.3. Implantes de Polímeros.....	25
4.1.4. Implantes de Carbono.....	26

5. SUPERFICIE DE LOS IMPLANTES	26
5.1. Propiedades de las superficies de los implantes.....	26
5.1.1. Propiedades topográficas.....	27
5.1.2. Propiedades químicas.....	30
5.1.3. Propiedades físicas.....	30
5.1.4. Propiedades mecánicas.....	31
5.2. Tratamiento de las superficies de los implantes dentales.....	31
5.2.1. Métodos sustractivos.....	32
5.2.1.1. Arenado.....	32
5.2.1.2. Grabado ácido.....	33
5.2.1.3. Grabado ácido dual.....	34
5.2.1.4. Combinaciones arenado/grabado.....	34
5.2.1.5. Grabado láser.....	35
5.2.1.6. Anodización.....	35
5.2.2. Métodos aditivos.....	36
5.2.2.1. Spray de plasma.....	36
5.2.2.2. Métodos de revestimiento cerámico.....	37
5.2.2.3. Superficies fluoradas.....	39
5.2.3. Otros métodos.....	40
5.2.3.1. Deposición cristalina discreta (DCD).....	40
5.2.3.2. Ablación láser.....	40
5.2.3.3. Fotofuncionalización.....	41
5.2.3.4. Proteínas de matriz extracelular.....	41
5.2.3.5. Revestimiento de péptidos.....	41
5.2.3.6. Revestimiento de anticuerpo antiesclerostina.....	42
5.2.3.7. Revestimientos farmacológicos.....	42
5.2.3.8. Superficies de implantes hidrofílicas.....	42
6.- EFECTOS DE LA MODIFICACIÓN DE LA SUPERFICIE EN LA OSEOINTEGRACIÓN	42
6.1. Estudios in vitro.....	43
6.2. Estudios in vivo.....	45
6.3. Estudios clínicos.....	46
CONCLUSIONES	48
BIBLIOGRAFÍA	49

RESUMEN

El uso de implantes dentales se ha convertido en una práctica constante para rehabilitar piezas dentales ausentes con altas tasas de supervivencia y éxito a largo plazo. Se han utilizado diferentes tipos de materiales pero el titanio sigue siendo el material más empleado.

Uno de los objetivos en un tratamiento de implantes dentales es lograr el éxito terapéutico con resultados más predecibles. Es por ello que en estos últimos años, se vienen desarrollando diferentes tratamientos de superficies de los implantes dentales.

Buscando alcanzar este éxito, se han venido realizando muchos estudios y pruebas de superficies, tanto con implantes que se comercializan como con nuevos tratamientos aún en etapa de experimentación, siempre en la búsqueda de mejorar la biocompatibilidad y lograr favorecer la oseointegración desde su etapa inicial.

La modificación topográfica y química de las superficies tradicionales de titanio ha dado lugar a un cambio real de época en la implantología dental. Dependiendo del tipo y características del tratamiento de superficie aplicado, se ha producido una amplia gama de implantes, que han contribuido al tan ansiado éxito terapéutico. Las modificaciones de estas superficies han podido acelerar el proceso de aposición ósea durante la cicatrización, aumentar el área de contacto hueso implante y tener gran importancia en el anclaje del implante (estabilidad primaria).

Este trabajo monográfico de revisión tuvo por finalidad presentar los diferentes aspectos de la respuesta biológica durante el proceso de oseointegración, conocer las propiedades de las superficies de los implantes tomando en cuenta su macroestructura, microestructura y nanoestructura así como también los diferentes métodos de tratamiento de superficie y su relación con la oseointegración.

PALABRAS CLAVE:

Implantes Dentales, Oseointegración, Microestructura, Macroestructura, Nanoestructura, Tratamiento de Superficies, Topografía

ABSTRACT

The use of dental implants has become a constant practice to rehabilitate missing teeth with high survival rates and long-term success. Different types of materials have been used but titanium is still the most widely used material.

One of the goals in dental implant treatment is to achieve therapeutic success with more predictable results. That is why in recent years, different surface treatments of dental implants have been developed.

Seeking to achieve this success, many studies and surface tests have been carried out, both with implants that are marketed and with new treatments that are still in the experimental stage, always in search of improving biocompatibility and promoting bone integration from its initial stage.

The topographical and chemical modification of traditional titanium surfaces has led to a real change of era in dental implantology. Depending on the type and characteristics of the applied surface treatment, a wide range of implants has been produced, which have contributed to the long-awaited therapeutic success. Modifications of these surfaces have been able to accelerate the bone apposition process during healing, increase the area of implant bone contact and have great importance in anchoring the implant (primary stability).

The aim of this monograph was to present the different aspects of the biological response during the osseointegration process, to know the properties of the surfaces of the implants taking into account their macrostructure, microstructure and nanostructure as well as the different methods of treatment of surface and its relationship with osseointegration.

KEYWORDS:

Dental Implants, Osseointegration, Microstructure, Macrostructure, Nanostructure, Surface Treatment, Topography.

INTRODUCCIÓN

La implantología oral ha evolucionado a pasos agigantados, convirtiéndose en una especialidad que nos ofrece tratamientos seguros y con una alta tasa de éxito cuando se trata de reemplazar piezas dentales unitarias, múltiples o totales. Estos resultados favorables a largo plazo conseguidos con los implantes dentales, se producen gracias a la oseointegración y a la afinidad que tienen con los tejidos perimplantarios.^(1,2)

En la actualidad, los implantes dentales y los materiales que se emplean en ellos con el fin de mejorar sus resultados terapéuticos están en constante estudio y observación científica. Los implantes se van a diferenciar no sólo en su diseño si no también en el acabado y/o recubrimiento que se aplican a sus superficies. Las investigaciones actuales están enfocándose con especial interés en el tratamiento de las superficies ya que es considerado un factor muy importantes en la integración del implante y el hueso. Los estudios diversos junto con el seguimiento clínico han demostrado que los tratamientos de superficie mejora y acelera la oseointegración fisiológica, estructural y funcional.^(2,3)

Las propiedades de microestructura de las superficies dentales pueden verse modificadas por los diferentes tratamientos a los que son sometidas y estas pueden favorecer la afinidad por el proceso de integración ósea. Así mismo, las propiedades de morfología de la superficie están relacionadas de manera importante con la absorción de las moléculas, la adhesión celular y la proliferación y crecimiento de los osteoblastos⁽²⁻⁴⁾

Estos nuevos avances nos permiten contar con diversos métodos para el tratamiento de superficies, ya sean por adición o sustracción. Con ello, logramos una modificación topográfica, física y química de las superficies del implante dando lugar a grandes cambios reales en la implantología actual.^(1,5)

1. TEJIDO ÓSEO

Los huesos son un tejido conectivo caracterizado por ser mineralizado y especializado, esta compuesta por células y matriz extracelular. Lo que caracteriza al tejido óseo de otros tejidos conjuntivos es la mineralización de su matriz, produciendo un tejido duro que proporciona protección y sostén al organismo. El hueso constituye, junto con el cartílago, el sistema esquelético. ⁽⁶⁻⁸⁾

1.1. HISTOLOGÍA DEL TEJIDO ÓSEO

A nivel microscópico, el tejido óseo es considerado una estructura compleja, encontrándose las células dentro de una matriz ósea. Esta matriz ósea esta compuesta por un componente orgánico y un componente inorgánico. Las proporciones de sus componentes pueden variar considerablemente de acuerdo al tipo de hueso. Tanto el componente orgánico como el inorgánico son los que confieren al hueso características mecánicas de dureza y elasticidad convirtiéndola en una estructura ligera. ⁽⁸⁾

- **Componentes orgánicos**

La matriz orgánica representa el 35% del peso del hueso. Dicha matriz esta formada principalmente por un 90% de fibras de colágeno y otras proteínas no-colagénicas. El colágeno es la proteína que más abunda en nuestro organismo. ⁽⁸⁾ El colágeno tipo 1 es el mayor de los componentes orgánicos, el cual es sintetizado por los osteoblastos confiriéndole flexibilidad y elasticidad al hueso. ⁽⁹⁾

Las proteínas no-colagénicas juegan un rol muy importante en la osteogénesis y en la remodelación ósea. Estas proteínas pueden ser: factores de crecimiento, citoquinas, osteonectina, osteopontina, osteocalcina, sialoproteína, proteoglicanos, ácido hialurónico, trombospondina, fosfolípidos y fosfoproteínas. ^(9,10)

- **Componentes inorgánicos**

La matriz inorgánica representa el 65% del peso óseo. Esta matriz esta formada por fosfato y calcio en forma de cristales de hidroxiapatita. En estos cristales óseos, encontramos casi el 90% del calcio, el 85% del fósforo y entre un 40 y un 60% del total de sodio y magnesio del cuerpo. La fase mineral sirve como reserva de iones y además confiere al tejido óseo la mayor parte de su rigidez y resistencia. ⁽⁷⁾

Las células que forman parte del tejido óseo podemos clasificarlos de la siguiente manera:

- **Células Progenitoras:**

Estas células también llamadas mesenquimáticas, se pueden diferenciar en distintos linajes celulares tales como osteoblastos, condroblastos adipocitos miocitos y cardiomiocitos. ⁽⁹⁾

- **Osteoblastos:**

Son células grandes, de forma redonda poligonal. Son las responsables de la formación del hueso. Encontramos a los osteoblastos en la superficie del hueso (endostio y periostio) y en las áreas de crecimiento, remodelación o desarrollo del hueso ⁽⁸⁾. Estas células secretan colágeno tipo 1 y proteínas de la matriz, y forman la matriz no mineralizada inicial, a la que conocemos con el nombre de osteoide. Esta célula inicia el proceso de calcificación de la matriz a través de la secreción de las vesículas matriciales hacia la matriz. La matriz osteoide va rodeando al osteoblasto y este finalmente se convierte en osteocito. Conforme la matriz se va calcificando, el osteoblasto va quedando rodeado por ella y entonces se convierte en osteocito. ^(6,11)

- **Osteocitos:**

El osteocito es la célula ósea madura que tiene forma estrellada y se encuentra encerrada en la matriz ósea, la cual ha sido segregada anteriormente por el osteoblasto y a través de sus prolongaciones citoplasmáticas permanece en contacto con otras células del hueso. La mecanotransducción es una de las funciones de los osteocitos, la cual es definida como la respuesta celular a las fuerzas mecánicas aplicadas al hueso. La red de osteocitos puede direccionar la remodelación ósea y reparar microfracturas. ^(6,9,11)

- **Los osteoclastos:**

Son células multinucleadas (hasta 20 núcleos) muy grandes que tiene su origen en células precursoras hemopoyéticas. Están formadas por la fusión de 50 monocitos y se ubican en el endostio. Son las células encargadas de la reabsorción de la matriz extracelular de los huesos ^(6,12)

Estas células las encontramos en la superficie ósea en proceso de resorción. Derivan de la fusión de células progenitoras hematopoyéticas mononucleares que dan origen a los linajes de granulocitos y de monocitos. ^(7,9)

Para que se pueda realizar la reabsorción ósea es necesario que el osteoclasto recién formado se active. Cuando se ha producido dicha activación, el osteoclasto ejerce una función osteoclástica, liberando hidrolasas lisosómicas y protones en el espacio extracelular. ^(7,9,11)

- **Las células de revestimiento óseo:**

Son células aplanadas con escaso citoplasma y pocos organelos alrededor del núcleo. Derivan de los osteoblastos y tapizan la superficie ósea que no se esta remodelando. ⁽⁶⁾ Son las encargadas de nutrir y mantener a los osteocitos que se encuentran en la matriz ósea subyacente. También controlan el movimiento del calcio y del fosfato desde la sangre hacia el hueso y viceversa. ^(6,7,12)

1.2.FUNCIONES DEL HUESO

- **Función mecánica o motora:** Esta función se da gracias a que los músculos se apoyan en las estructuras óseas, convirtiéndose de esta forma en el apoyo de los tejidos blandos. Los huesos y los músculos en conjunto producen movimiento. ⁽¹²⁾
- **Función protectora:** Las estructuras óseas actúan como barrera protectora de órganos internos; es así, que por ejemplo, el cráneo protege al cerebro y la caja torácica al corazón y pulmones. ⁽¹²⁾
- **Función metabólica:** Participa en la homeostasis de minerales, es decir el tejido óseo es capaz de almacenar calcio y fósforo, lo cual le confiere características de resistencia, y también los libera a la sangre con la finalidad de mantener su concentración en equilibrio. ⁽¹²⁾
- **Función de producción de células sanguíneas:** La médula ósea roja (tejido conectivo especializado) es la encargada de que se realice la hematopoyesis, es decir la producción de glóbulos rojos, blancos y plaquetas. Su color rojo se debe a que hay un predominio de eritrocitos. ⁽¹²⁾
- **Función de almacenamiento de triglicéridos:** En los adultos encontramos la médula ósea amarilla, especialmente en los huesos largos. Esta médula está formada principalmente por adipocitos cuya función es almacenar triglicéridos y de esta forma se convierte en una reserva de energía, capaz de protegernos del hambre extremo como último recurso. ^(8,12)

1.3. CLASIFICACIÓN DE LOS HUESOS:

1.3.1. CLASIFICACIÓN SEGÚN SU ESTRUCTURA MACROSCÓPICA Y MICROSCÓPICA

Al observar un hueso, esta parece estar formada por dos tipos de tejidos distintos, el cortical o compacto y el trabecular o esponjoso. La diferencia entre ambos tipos de hueso va a estar determinada por la cantidad de materia sólida y el tamaño y número de espacios o cavidades en ellos. En el tejido óseo cortical encontramos que las cavidades o huecos son muy pequeñas y la cantidad de materia sólida es abundante, mientras que en el hueso trabecular sucede lo contrario, las cavidades son grandes y la materia sólida es escasa. ⁽⁸⁾

- **Tejido óseo cortical:**

Es denso en su estructura y también se le llama hueso compacto. Lo encontramos en la capa externa de todos los huesos y su función es proporcionar protección y brindar sostén.⁽⁹⁾ En ella encontramos los siguientes elementos:⁽⁹⁾

1.- Sistemas de Havers, llamado también osteomas. Es el principal sistema de organización del hueso compacto. Poseen un conducto central que contiene un vaso sanguíneo que lo atraviesa longitudinalmente y se le conoce como conducto de Havers.^(9,11)

2.- Laminillas concéntricas o anillos de matriz dura calcificada que se encuentran alrededor del conducto de Havers.⁽¹¹⁾

3.- Lagunas, son los espacios que se encuentran entre los anillos o laminillas donde vamos a encontrar osteocitos.⁽¹¹⁾

4.-Canalículos que contienen líquido extracelular y en las que se encuentran las prolongaciones de los osteocitos. Estos canalículos comunican a las lagunas entre sí.⁽¹¹⁾

5.- Laminillas intersticiales y laminillas circunferenciales. En los espacios o zonas que se encuentran entre las osteomas circulares encontramos dichas laminillas.⁽⁹⁾

6.-Los conductos de Volkman son los que se unen a los conductos de Havers. A través de ellos, las arterias, nervios y vasos linfáticos que provienen del periostio, penetran en el hueso compacto.⁽¹¹⁾

- **Tejido óseo trabecular o esponjoso:**

Consta de laminillas dispuestas en una red irregular llamadas trabéculas.⁽⁶⁾ Su función más importante es que interviene en el metabolismo del hueso. Posee laminillas entrecruzadas con lagunas ocupadas con osteocitos. Estas trabéculas son delgadas y debido a ello los vasos no penetran en ellas, por lo que no hay verdaderos sistemas de Havers como lo que observamos en el hueso compacto. La nutrición de los osteocitos se produce gracias a los vasos que provienen de la médula ósea roja con función hematopoyética.⁽⁸⁾

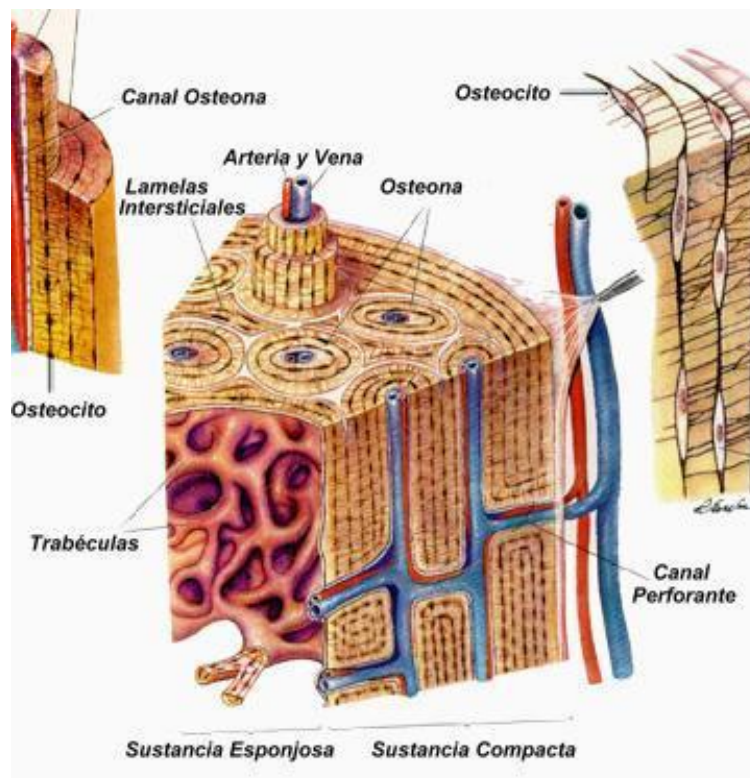


Figura 1. Tejido óseo compacto y esponjoso.

Fuente: Osteología.Composición y función del tejido óseo [Internet] 2014 [citado 19 junio 2020]. Disponible en: URL: <https://anatomiahumisabelprimera.wordpress.com/2014/12/07/composicion-y-funcion-del-tejido-oseo/>

1.3.2. CLASIFICACIÓN DE LOS HUESOS SEGÚN SU ANATOMÍA

Según su forma, observamos tres tipos de hueso en la mayoría de los animales vertebrados:

(8)

- Huesos largos: Sus extremos se llaman epífisis, y tiene una zona media o central llamada diáfisis de forma cilíndrica. La unión entre la diáfisis y la epífisis se denomina metáfisis, y tiene una forma cónica. Una capa fina de hueso cortical cubre la epífisis, siendo el interior hueso esponjoso o trabecular con médula ósea roja. La diáfisis esta constituida por una gruesa capa de hueso cortical y en su interior encontramos hueso esponjoso que conforme va madurando se convierte en médula ósea amarilla o tuétano la cual contiene tejido adiposo. Un ejemplo de este tipo de hueso es el fémur. (8)
- Huesos planos: Es una estructura tipo “sándwich” conformada por dos capas finas de hueso compacto cubriendo el hueso esponjoso, también llamado diploe. Este tipo de hueso carece de epífisis o de diáfisis. Entre los huesos planos tenemos: costillas, omóplato, cráneo y esternón. (8,11)
- Huesos cortos y huesos irregulares: Ambos huesos están formados por una capa externa delgada de hueso cortical que cubre al hueso trabecular o esponjoso, parecido a la epífisis de los hueso largos. Los huesos cortos tiene forma cuboidal y los irregulares formas complejas o indefinidas. Algunos ejemplos de hueso corto son tarso y carpo; y de los huesos irregulares, los hueso de la cara y vértebras. (8,12)

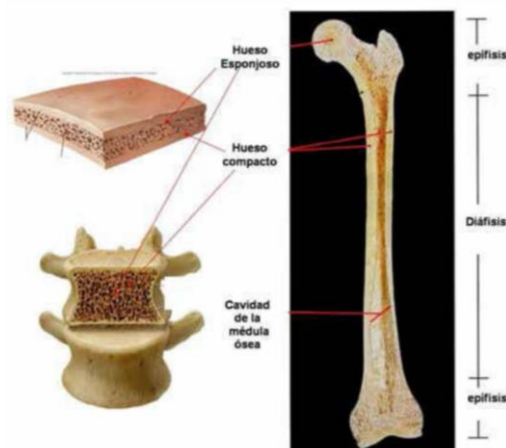


Figura 2. Formas de hueso y su estructura. Hueso plano y su estructura en sandwich. Vértebra con su interior esponjoso rodeado de compacto. Fémur y sus distintas partes.

Fuente: Gil Mur J. Avances tecnológicos en implantología oral: hacia los implantes dentales inteligentes. Discurso de ingreso en la Real Academia Europea de Doctores. Barcelona(ESP); 2018.

1.4. HUESO MAXILAR

Durante la embriogénesis en la apófisis alveolar del maxilar superior y del maxilar inferior el hueso se forma dentro de un tejido conjuntivo primario. (11) Recibiendo el nombre de osificación intramembranosa. Por otro lado, también existe la formación de hueso por la vía de un depósito inicial de molde cartilaginoso, que después será reemplazado por hueso llamándose osificación endocondral. En los huesos maxilares podemos distinguir dos partes: la porción basal y la apófisis, proceso o reborde alveolar. (11)

1.4.1. HUESO ALVEOLAR

Se le conoce también como apófisis alveolar o hueso funcional y es la parte de los huesos maxilares que comprende los alvéolos de los dientes. La apófisis alveolar esta formada por las

tablas corticales vestibular y lingual/palatina y por una porción central de hueso trabecular (término radiográfico) o hueso esponjoso (término histológico), las cuales contienen médulas y trabéculas óseas. Las tablas corticales, vestibular y lingual se unen al hueso que tapizan los alvéolos dentales al que se le llama hueso alveolar propiamente dicho (llamado también placa cribosa, lámina dura, hueso fasciculado. En este hueso propiamente dicho se encuentran las haces de fibras de colágeno del ligamento periodontal. ⁽¹¹⁾

La ápofisis alveolar debe su presencia a la existencia de raíces dentarias, se forma al mismo tiempo que los dientes se desarrollan y erupcionan en la cavidad bucal y forma, en conjunto con el cemento radicular y el ligamento periodontal, una unidad funcional que conocemos como periodonto de inserción. Las fuerzas oclusales que se aplican sobre la corona dentaria, viajan a través del periodonto de inserción y se distribuyen en el proceso o apófisis alveolar. Por esta razón, cuando los dientes se pierden, también desaparece la transmisión de dichas fuerzas al alvéolo y el reborde alveolar comienza a experimentar cambios adaptativos de modelado y remodelado, que traerán como consecuencia la involución del proceso alveolar en sentido lateral y vertical, desapareciendo gradualmente y acortando los arcos dentarios. De ahí la importancia de la conservación de la dentición para la preservación de este componente de los huesos maxilares, y en el caso de pérdida dentaria, lo ideal será su reemplazo con la instalación inmediata y temprana de implantes. ⁽¹³⁾

Los pacientes con mandíbulas completamente edéntulas que han perdido los procesos alveolares, y solo cuentan con rebordes óseos basales no pueden tener una adecuada función masticatoria al usar una prótesis mucosoportada convencional. ⁽¹⁴⁾

1.4.2. HUESO BASAL (ESTRUCTURAL)

Corresponde al resto del hueso maxilar que sostiene el proceso alveolar y que esta ubicado apicalmente a esta. ⁽¹⁵⁾ Sin embargo, no existe un límite definido entre la apófisis alveolar y el hueso basal de los maxilares. ⁽¹¹⁾

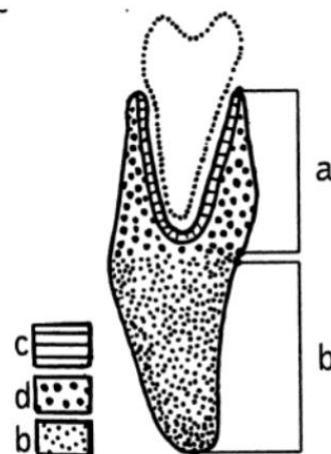


Figura 3. Esquema donde se diferencian el hueso alveolar y basal. a) Proceso alveolar. b) Hueso de soporte
Fuente: Ferro MB, Gómez M. Fundamentos de la odontología: periodoncia. 2nd ed. Bogotá (COL): Javegraf Pontificia Universidad Javeriana; 2007.

1.4.3. CLASIFICACIÓN SEGÚN SU CALIDAD Y CANTIDAD

La calidad y cantidad de hueso remanente en las zonas edéntulas de ambos maxilares han generado múltiples clasificaciones. En 1985, Lekholm y Zarb clasificaron las zonas edéntulas según el volumen del remanente óseo en cinco formas distintas: ⁽¹¹⁾

- Forma A y B: Caracterizado por tener una cantidad importante de hueso o apófisis alveolar.⁽¹¹⁾
- Forma C,D y E: Caracterizado por la presencia mínima de apófisis alveolar.⁽¹¹⁾

. Asimismo, según la calidad del hueso lo clasificaron en cuatro tipos:^(16,17)

- Tipo 1, Caracterizado por poseer abundante tejido cortical y poco tejido esponjoso.⁽¹⁷⁾
- Tipo 2, Caracterizado por poseer buena cantidad de tejido cortical y tejido trabecular denso. hueso cortical compacto y grueso con porción trabecular densa.⁽¹⁷⁾
- Tipo 3, Caracterizado por cortical delgado y hueso trabecular denso.⁽¹⁷⁾
- Tipo 4, Carecterizado por hueso cortical delgado con porción trabecular de baja densidad.⁽¹⁷⁾

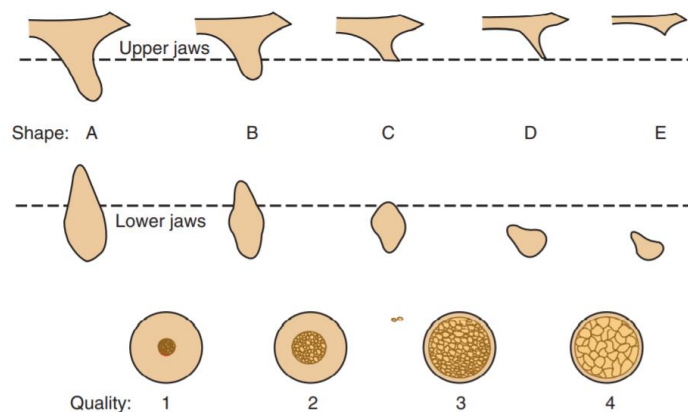


Figura 4. Clasificación de Lekholm y Zarb. Pérdida ósea en maxilares y mandíbulas edéntulas.

Fuente: Mish C.E. Dental implant prosthetics. 2nd ed. Missouri (US): Elsevier; 2015.

En 1985, Misch estableció cuatro tipos densidades en las zonas edéntulas de ambos maxilares:⁽³⁾

- El hueso D1; posee cortical denso que al tacto asemeja a una madera de roble o arce. Este tipo de hueso lo encontramos en la zona anterior de la mandíbula como en la sínfisis y también en atrofias óseas.⁽³⁾
- El hueso D2; posee cortical porosa y trabéculas gruesas que tiene una similitud táctil a la de un pino o abeto. Este tipo de hueso observamos en la zona anterior y posterior de la mandíbula, y en la zona anterior del maxilar.⁽³⁾
- El hueso D3; posee un hueso cortical delgado y poroso y finas trabéculas, comparado táctilmente a la madera de balsa. La encontramos en la zona anterior y posterior del maxilar y también en la parte posterior de la mandíbula.⁽³⁾
- El hueso D4; posee trabéculas finas y poca cortical, que al tacto se asemeja a un poliestireno (tecnoport). Lo encontramos principalmente en la zona posterior del maxilar (40%) y en la zona anterior (10%).⁽³⁾

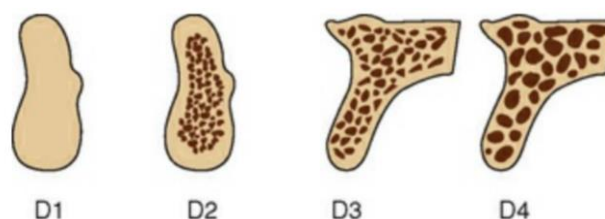


Figura 5. Las cuatro densidades óseas encontradas en las regiones edéntulas del maxilar y de la mandíbula.

Fuente: Mish CE. Implantología contemporánea. 3rd ed. Barcelona(ESP): Elsevier; 2009.

DENSIDAD ÓSEA	DESCRIPCIÓN	SIMILITUD TÁCTIL	LOCALIZACIÓN ANATÓMICA
D1	Cortical densa	Madera roble o arce	Zona anterior mandibular
D2	Cortical porosa y trabéculas gruesas	Pino blanco o abeto	Zona anterior mandibular Zona posterior mandibular Zona anterior maxilar
D3	Cortical porosa (delgada) y trabéculas finas	Madera de balsa	Zona anterior maxilar Zona posterior maxilar Zona posterior mandibular
D4	Trabéculas finas	Poliestireno	Zona maxilar posterior

Tabla 1. Clasificación de Mish de la densidad ósea.

Fuente: Mish CE. Implantología contemporánea. 3rd ed. Barcelona(ESP): Elsevier; 2009.

HUESO	MAXILAR ANTERIOR	MAXILAR POSTERIOR	MANDÍBULA ANTERIOR	MANDÍBULA POSTERIOR
D1	0 %	0 %	6 %	3 %
D2	25 %	10 %	66 %	50 %
D3	65 %	50 %	25 %	45 %
D4	10 %	40 %	3 %	1 %

Tabla 2. Tipo de densidad ósea en función a la ubicación anatómica (% ocurrencia)

Fuente: : Mish CE. Implantología contemporánea. 3rd ed. Barcelona(ESP): Elsevier; 2009.

Asimismo, Mish y Judy establecieron cuatro categorías de hueso disponible para implantes dentales que posteriormente fueron ampliadas con dos subcategorías para proporcionar un enfoque organizado a las opciones de tratamiento de implantes para cirugía, injerto óseo y prótesis.⁽¹⁷⁾

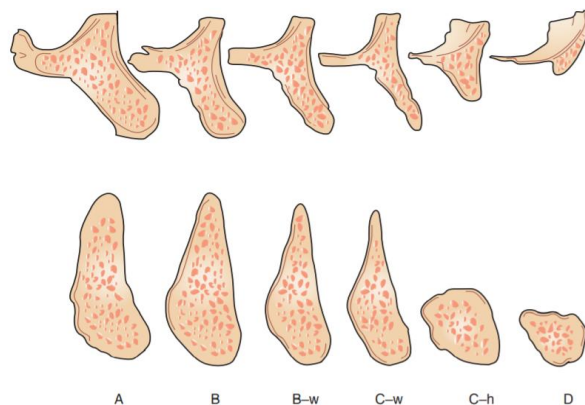


Figura 6. Clasificación y subclasificación de Mish de hueso disponible. A, Abundante; B, apenas suficiente; C, Comprometido; D, deficiente; h, altura inadecuada; w, ancho inadecuado.

Fuente: Mish C.E. Dental implant prosthetics. 2nd ed. Missouri (US): Elsevier; 2015.

Mish también establece una clasificación tomográfica de la densidad ósea. En esta clasificación se evalúa las imágenes de la densidad ósea que se obtienen de la tomografía axial computarizada (TAC). Estos diferentes niveles de densidad de los tejidos se miden en Unidades Hounsfield (HU). Mientras más alto es el número HU, más denso es el tejido. En la mandíbula, las localizaciones con más fracasos mostraron más unidades Hounsfield de lo habitual. Esto se

correlacionó con fracaso en el hueso denso, posiblemente debido a la falta de vascularización o sobrecalentamiento durante la cirugía. En cambio, en el maxilar, la densidad ósea de las localizaciones que fracasaron fue menor. ⁽³⁾

En la planificación de la colocación de un implante dental, es de suma importancia la evaluación de la densidad ósea de las zonas receptoras de dicho implante. La valoración cuantitativa de la densidad ósea de los maxilares obtenidas por TAC, utilizando UH; hoy en día, nos brinda confiabilidad y exactitud. ⁽¹⁶⁾

D1:	>1.250 unidades Hounsfield.
D2:	850 a 1.250 unidades Hounsfield.
D3:	350 a 850 unidades Hounsfield.
D4:	150 a 350 unidades Hounsfield.
D5:	<150 unidades Hounsfield.

Tabla 3. Clasificación de la densidad ósea según TAC.
Fuente: Mish CE. Implantología contemporánea. 3rd ed. Barcelona(ESP): Elsevier; 2009.

2.OSEOINTEGRACIÓN

2.1. ¿QUÉ ES LA OSTEINTEGRACIÓN?

El Profesor sueco Per Ingvar Brånemark define la oseointegración como “la unión estructural que a nivel microscópico se produce entre la superficie de un implante sometido a carga masticatoria y el hueso vivo”. ⁽¹⁸⁾



Figura 7. Per-Ingvar Branemark

Fuente: Swedish inventor Per-Ingvar Branemark [Internet] 2011 [citado 19 junio 2020]. Disponible en: URL: https://www.flickr.com/photos/european_patent_office_epo/5715006853/in/photostream/

También puede ser definida como anquilosis; es decir, como una unión directa y estructural que se consigue después de la colocación de un implante, entre la superficie del implante y el hueso vivo sometido a carga funcional. ⁽¹⁹⁾

Con la aparición de nuevos materiales dentales, Albrektsson y Zarb en 1993, introducen el término de Biointegración, definiéndolo como el proceso mediante el cual se logra una fijación rígida entre el hueso vivo y los materiales aloplásticos. ⁽²⁰⁾

En recientes estudios realizados por Albrektsson et al. se ha observado que el titanio comercialmente puro (c.p) es capaz de producir respuestas inmunes elevadas en el huésped.⁽²¹⁾ Debido a esta observación nace una definición novedosa: la oseointegración es provocada por una reacción inmunológica del huésped, considerando al implante dental como un cuerpo extraño, ya que el hueso que se forma alrededor de él lo aísla con el fin de proteger a los tejidos.⁽²¹⁾ El hecho de que los implantes orales se consideren hoy en día como cuerpos extraños no implica en absoluto una crítica a su uso clínico. Por el contrario, el titanio (c.p) es un metal muy bueno para los implantes, prueba de ello son los resultados clínicos con respecto a su longevidad observados en estudios retrospectivos.⁽¹⁸⁾

La activación inmune demostrada puede provocar la ocasional pérdida de hueso periimplantar. Se requiere realizar más investigaciones para confirmar si a lo largo del tiempo sigue habiendo presencia del sistema inmune y cual es su rol en la pérdida de hueso periimplantar.⁽²¹⁾

2.2. HISTORIA DE LA OSEOINTEGRACIÓN

La implantología es la segunda disciplina más antigua en la odontología (la cirugía oral [exodoncia] es la más antigua). La historia de la implantología se remonta a las civilizaciones antiguas de hace miles de años.⁽¹⁷⁾

A lo largo de la historia, observamos que el hombre siempre se ha preocupado por reemplazar piezas dentarias perdidas usando diferentes artefactos dentales (prótesis). Se ha descubierto que en las culturas primitivas se colocaban piedras para reemplazar los dientes perdidos. La colocación de este tipo de implantes encontrados en hallazgos arqueológicos, indicarían que no sólo lo colocaban en personas vivas sino también en sus difuntos con fines estéticos.^(22,23)

La primera prótesis de la que se tiene conocimiento data de hace 9000 años durante el período neolítico, encontrado en Argelia. Perteneció al cadáver de una fémina joven a quien se le implantó en el alvéolo de la segunda premolar superior derecha la falange de un dedo.^(2,22)



Figura 8. El implante dental (tercero por la izquierda) ocupaba el lugar de un incisivo superior.
Fuente: El Mundo. El implante dental más antiguo de Europa [Internet] 2014 [citado 19 junio 2020].
Disponible en: URL: <https://www.elmundo.es/ciencia/2014/06/02/53885651e2704e0a308b4571.html>

En América Central, también utilizaban pedazos de conchas marinas (600 D.C), las cuales colocaban en el hueso para reemplazar los dientes perdidos. En los estudios realizados sobre estos hallazgos, radiográficamente se observó formación de hueso alrededor de los implantes. La presencia de cálculos en estos tres implantes indican que no se trataba de una ceremonia funeraria sino del reemplazo de un diente fijo, funcional y estético.⁽¹⁷⁾



Figura 9. Mandíbula que fue encontrada en América Centra (600 DC). Se observa el implante de tres incisivos, esculpidos en conchas marinas.

Fuente: Mish C.E. Dental implant prosthetics. 2nd ed. Missouri (US): Elsevier; 2015.

El médico andaluz Albucasis, nacido en Córdoba en el Siglo X, escribió: "En alguna ocasión, cuando uno o dos dientes se caen, pueden reponerse otra vez en los alvéolos y unirlos con hilos de oro." ⁽²⁴⁾.



Figura 10. Prótesis dental en la antigua Roma.

Fuente: Noticias de odontología [Internet] 2017 [citado 19 junio 2020]. Disponible en: URL: <https://webdental.cl/odontologia/protesis-dental-en-la-antigua-roma/>

En la edad media, se realizaron transplantes de piezas dentarias a cambio de dinero o algún beneficio material. Generalmente, los receptores fueron personas adineradas y nobles mientras que los donantes fueron personas de escasos recursos entre ellos plebeyos y soldados. Este tipo de tratamiento dejó de realizarse por el bajo éxito terapéutico y la transmisión de enfermedades. ^(22,25)

Desde finales del siglo XIX y principios de XX, se comenzó a fabricar implantes dentales de diferentes materiales como el iridio, plomo, cerámica, entre otros. Se colocaban en los alvéolos dentarios después de las exodoncias. Algunos dentistas de la época, imitando a los cirujanos que trataban las fracturas con alambres y clavos, empezaron a realizar procedimientos similares. En 1887, Harris colocó un implante de platino revestida de plomo en el alveólo que el mismo había creado. En 1901, Payne presentó en el III Congreso Dental Internacional, una técnica en la que se colocaba una cápsula de plata en el alveólo, técnica que fracasó debido a la toxicidad de dicho metal en el hueso receptor. ^(22,25)

En 1913, Greenfield usó implantes de iridio y oro. Es considerado como el científico que estableció las bases de la implantología moderna, ya que introdujo conceptos como la importancia

de que se forme una íntima relación entre el implante y el hueso y la cicatrización de los tejidos antes del período de carga, aconsejando esperar 3 meses. ⁽²²⁾

En 1937, Venable y Strock, realizaron un tratamiento de fractura con un novísimo material llamado Vitalium (aleación de cobalto, cromo y molibdeno). Fue publicitado como el material biológicamente compatible ideal. En 1940, Bothe y Davenport en Estados Unidos compararon el Vitallium con un metal nunca evaluado traído de Rusia llamado titanio, descubriendo que el titanio tiene mayor tendencia a unirse al hueso, considerándolo igual o superior al Vitallium. ^(25,26)

Hasta la década de los '60, la implantología se basó principalmente en la experiencia clínica, realizándose por ensayo error. En 1959, Brånemark realiza un estudio experimental para observar los cambios circulatorios y celulares en los peronés de conejos utilizando para ello una microcámara de titanio. Cuando quiso retirarla fue imposible hacerlo ya que el titanio se había unido firmemente al hueso, denominando a este hecho oseointegración. A partir de ello, se empezaron a realizar estudios experimentales en animales, obteniendo resultados favorables. En 1965, por primera vez se coloca un implante dental de titanio a ser un humano en la zona anterior de la mandíbula, teniendo éxito y consiguiendo la oseointegración. En 1983, Brånemark presenta a la comunidad científica su experiencia de éxito con los implantes de titanio a lo largo de 10 años y con esto se da inicio a una nueva era en la implantología. ^(22,25,26)



Fig. 11. Sistema de implantes (implante yuxtaóseo o subperioste).

Fuente: José Silva Esteves García. Planeamiento protético para colocación de implantes [Internet] 2010 [citado 19 junio 2020]. Disponible en: URL: <http://www.cop.org.pe/bib/investigacionbibliografica/JOSEFERNANDOSILVAESTEVESEGARCIA.pdf>

2.3. BIOLOGÍA DE LA OSEOINTEGRACIÓN DE LOS IMPLANTES DENTALES

En los fenómenos biológicos que ocurren durante la oseointegración se llevan a cabo procesos de reabsorción y aposición ósea que han sido evidenciados en estudios histológicos de animales y humanos. ⁽²⁷⁾

Cuando se realiza la perforación y se inserta el implante dental, existe un ínfimo espacio periimplantario a su alrededor. En este espacio de la interfase hueso-implante encontramos tejido sanguíneo, tejido conectivo y restos óseos frescos, viejos y necróticos. También observamos en dicha interfase otras sustancias producidas por la respuesta inflamatoria aguda, las cuales activan los factores de crecimiento que están relacionados con la cicatrización inicial. En este instante, empiezan a desencadenarse una serie de procesos biológicos que producirán una nueva formación ósea que cubrirá la superficie del implante. Gracias al remodelado del hueso durante el periodo de cicatrización, el implante queda finalmente integrado en el nuevo hueso. ⁽⁵⁾

La oseointegración de los implantes dentales es el resultado de una conexión estructural, y directa con el hueso vivo, que es sometido a una carga funcional, que no considera ni altera las capas de tejidos blandos interpuestas entre la unidad dentaria y el implante de titanio. En este sentido, mientras el diente y el hueso se conectan mediante la lámina propia del hueso y el ligamento periodontal, el implante y el tejido óseo se unen directamente, sin que interceda el ligamento periodontal.⁽¹¹⁾

2.4. TEJIDOS PERIIMPLANTARIOS

El tejido blando que rodea los implantes dentales recibe el nombre de mucosa periimplantaria. Se forma durante el proceso de cicatrización tras la colocación del implante-pilar. La curación de la mucosa produce una adherencia de tejido blando (fijación transmucosa) con el implante. Esta fijación produce un sellado que impide la llegada de productos de la cavidad bucal al tejido óseo, lo cual va a asegurar la fijación rígida del implante y la oseointegración.⁽¹¹⁾ A nivel microscópico la mucosa sana esta compuesta por un núcleo de tejido conectivo cubierto por un epitelio queratinizado (mucosa masticatoria) o no queratinizado (mucosa de revestimiento).⁽²⁸⁾

Clinicamente, existe una similitud entre tejidos blandos periimplantarios y los periodontales; sin embargo, histológicamente podemos observar que existen algunas diferencias. Estas diferencias, hace que denominemos a la encía que se encuentra alrededor de los implantes dentales “mucosa periimplantaria”, la cual forma el surco periimplantario. Este surco periimplantario posee una pared interna que está tapizada por el epitelio del surco la cual apicalmente se continúa con el epitelio de unión. Inmediatamente debajo del epitelio de unión, encontramos tejido conectivo y finalmente el hueso periimplantario. En la pared externa del surco periimplantario encontramos mucosa oral, la cual en algunos casos es queratinizada y en otros no.⁽²⁹⁾

2.4.1. EPITELIO DEL SURCO: Esta formado por un tejido no queratinizado que reviste la pared interna del surco periimplantario. De manera muy similar a lo que sucede en el surco gingival se va a producir fluido crevicular, el cual contiene inmunoglobulinas, enzimas y proteínas del complemento.^(28,29)

2.4.2. EPITELIO DE UNIÓN: Este epitelio posee hemidesmosomas las cuales se van a adherir al implante. Las hemidesmosomas poseen glucoproteínas las cuales podrían unirse químicamente a la capa de óxido que se forma sobre la superficie del implante de titanio.⁽²⁸⁾

2.4.3. MUCOSA ORAL: Puede ser de dos tipos: queratinizada cuando tienen abundantes fibras colágenas (lo cual es lo más deseable) y no queratinizada cuando la proporción de fibras colágenas es mucho menor.⁽²⁹⁾

2.4.4. TEJIDO CONECTIVO: Aquí es donde vamos a encontrar las mayores diferencias con respecto a los dientes naturales. En los dientes naturales encontramos que los haces de las fibras de Sharpey se encuentran perpendiculares al diente y se anclan en el cemento radicular. En cambio en los implantes dentales, estas fibras conectivas se encuentran paralelas a su superficie y están insertadas en el hueso periimplantario creando una especie de collarín fibroso periimplantario, la cual proporcionará tonicidad y consistencia al tejido blando.⁽²⁸⁾

2.4.5. TEJIDO ÓSEO PERIIMPLANTARIO: El hueso alveolar forma parte del periodonto el cual rodea y da soporte al diente. Cuando se realiza la colocación de un implante, se produce una lesión en dicho hueso alveolar, el cual se va ir recuperando de acuerdo a las fases del proceso de cicatrización del hueso intramembranoso.⁽²⁸⁾

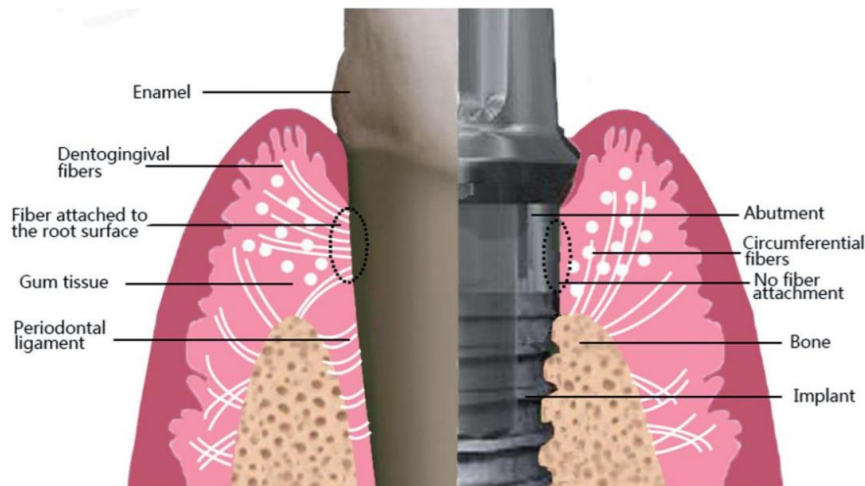


Figura 12. Diferencias de los tejidos periimplantarios de un diente y un implante.

Fuente: Wang Y, Zhang Y, Miron. RJ. Health, maintenance, and recovery of soft tissues around implants. Clin Implant Dentistry and Relat Res 2015; 18(3):618-34.

3. PROCESO DE OSEOINTEGRACIÓN

La oseointegración es la conexión funcional y estructural entre el tejido óseo y el implante.⁽³⁰⁾ Cuando el implante es insertado dentro del hueso, se genera la llamada interfase hueso-implante, la cual es definida como el área de unión entre la superficie del implante y el hueso circundante. La cicatrización de esta interfase depende de varios factores como: la respuesta del sistema inmunológico del receptor, la técnica de inserción del implante, las condiciones fisiológicas del tejido óseo, las características topográficas del implante y su superficie y la acción de cargas mecánicas sobre implante y el hueso. Por lo tanto, esta interfase implante- hueso se considera como el resultado de estos factores mencionados que regulan la respuesta biológica y que determinan la oseointegración exitosa.⁽³⁰⁾

Lindhe establece como regla básica que los procedimientos quirúrgicos sean menos traumáticos y la lesión tisular sea menor en el sitio receptor, para que el proceso de recuperación y cicatrización sea más rápido.⁽¹¹⁾ Durante la preparación del lecho quirúrgico donde se colocará el implante se produce un sangrado debido al daño producido en los tejidos blandos y el hueso. A partir de este sangrado, se producen una serie de acontecimientos biológicos en la interfase hueso-implante, finalizando con la oseointegración.⁽¹¹⁾ La respuesta inicial a la lesión es el sangrado y la coagulación y finalizan con la formación del coágulo o hematoma. Posteriormente, este coágulo se degrada permitiendo que las estructuras vasculares se recuperen y que se forme una red fibrilar nueva de tejido conectivo primario llamado tejido granular. Este tejido granular produce la migración y diferenciación de las células osteoprogenitoras las que finalmente restauraran la matriz ósea mineralizada. A continuación detallaremos cada uno de estos acontecimientos biológicos.⁽¹¹⁾

3.1. SECUENCIA DEL PROCESO DE OSEOINTEGRACIÓN

Los acontecimientos biológicos que se producen en el proceso de cicatrización de una fractura son similares a las que se producen en la interfase hueso-implante. para formar la interfase hueso-implante. Después del daño producido durante la colocación de un implante dental, la recuperación de la matriz ósea mineralizada se realizará en cuatro etapas, cada una relacionada a un acontecimiento biológico característico.⁽³⁰⁾

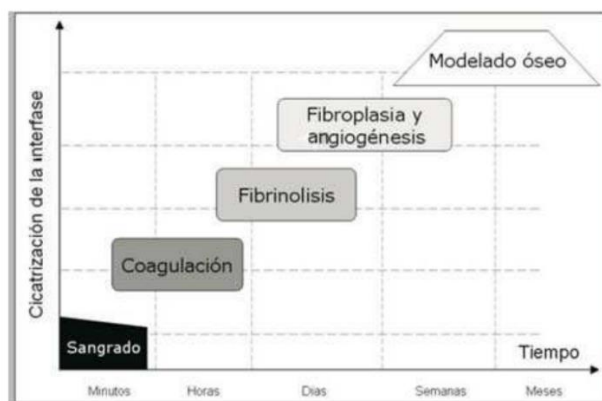


Figura13. Secuencia del proceso de oseointegración, según el tiempo.

Fuente: Venegas J, Landinez N, Garzon D. Mecanobiología de la interfase hueso-implante dental. Revista Cubana de Estomatología 2010; 47(1):14-36.

3.1.1 SANGRADO Y COAGULACIÓN

Cuando se realiza la colocación del implante, los vasos sanguíneos son dañados y producen un sangrado (hemorragia) y la formación de un coágulo sanguíneo o hematoma en el lugar donde se implantó. En esta etapa del proceso de cicatrización, son los leucocitos y las plaquetas las que juegan un rol importante, mientras que los glóbulos rojos se encargan principalmente del transporte del oxígeno.⁽³¹⁾

Los encargados de iniciar la respuesta inmunológica son los glóbulos blancos o leucocitos mientras que las plaquetas a través de sus adherencias se encargan de detener el sangrado generado durante el daño. Las plaquetas poseen una gran cantidad de glicoproteínas (GP), un sistema tubular denso y gránulos de dos tipos: los densos y los alfa. Los gránulos densos contienen serotonina, histamina y nucleótidos de adenosina. Asimismo, los gránulos alfa contienen el factor de crecimiento derivado de las plaquetas (PDGF), el factor de von Willebrand (vWF), el factor de crecimiento transformante (TGF-β), y una proteína conocida como fibrinógeno. El factor de von Willebrand se encarga de la adhesión tisular y el factor de crecimiento derivado de las plaquetas promueve el aumento de células mesenquimales y estimula la proliferación de las células de tejido conectivo. Por otro lado, el fibrinógeno cumple un rol importante durante la coagulación ya que interviene en la adhesión celular de las plaquetas.^(30,31)

Las plaquetas después de su adhesión se activan y liberan su contenido granular en el espacio extracelular, cambiando de forma y extendiendo sus prolongaciones citoplasmáticas con lo cual logran una mayor interacción entre ellas. Esta agregación o interacción ocasionan que las plaquetas se adhieran velozmente en el endotelio de los vasos sanguíneos y formen un tapón que contengan temporalmente el sangrado. El tapón temporal de las plaquetas inicia una cascada de acontecimientos que termina con la coagulación y la formación de un tapón hemostático.⁽¹¹⁾

El fibrinógeno soluble en el plasma sanguíneo se convierte en una proteína insoluble llamada fibrina dando como resultado un nuevo tapón. En este acontecimiento intervienen diferentes factores de coagulación que transforman la protombina (factor II) en trombina (factor IIa). La trombina transforma el fibrinógeno en monómeros de fibrina que después serán organizadas en una red de fibras no solubles. Dichas fibras producen el coágulo de fibrina la cual detendrá por completo el sangrado y asimismo dará protección a los tejidos expuestos tras la colocación del implante. En la fase inicial de la cicatrización la hemostasis o formación del coágulo es de vital importancia, sin embargo, su remoción es necesaria para la formación del nuevo tejido.⁽³⁰⁾ Aproximadamente al tercer día, después de la colocación del implante se inicia un proceso conocido como fibrinólisis que consiste en la destrucción del coágulo.⁽³⁰⁾

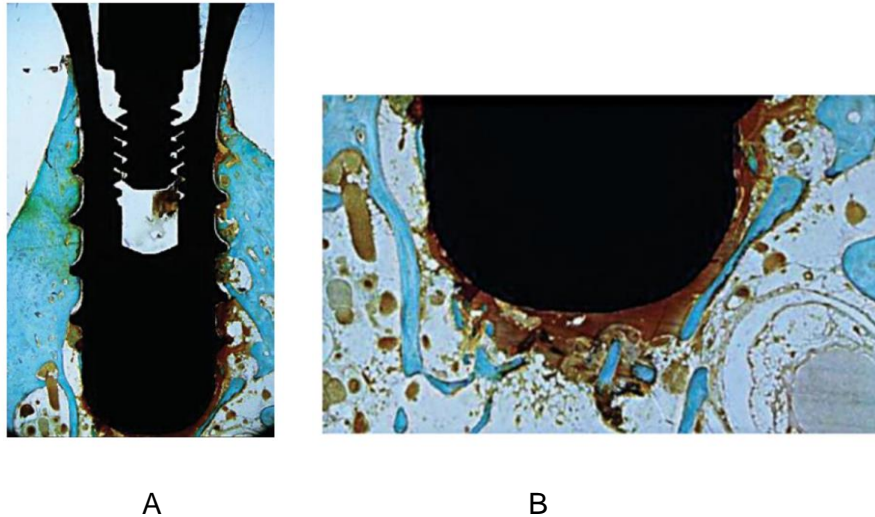


Figura 14. A. Corte que muestra un implante y los tejidos circundantes, realizada 24 horas después de la instalación del implante. B. Figura. Nótese la presencia de un coágulo en la médula ósea en la región apical del implante.

Fuente: Lang N, Lindhe J. *Clinical Periodontology and implant dentistry*. 6th ed. Oxford (UK): Wiley Blackwell; 2015.

3.1.2. DEGRADACIÓN DEL COÁGULO (FIBRINÓLISIS)

Para que las células encargadas de reparar los tejidos dañados migren hacia la superficie del implante es importante que a través del coágulo tengan una ruta de avance. La degradación de las fibras de fibrina en los vasos sanguíneos produce esta ruta de avance. Mediante la acción enzimática de la plasmina, se retira el excedente de fibrina presente en los alrededores de los vasos sanguíneos dañados.⁽³⁰⁾ En el plasma sanguíneo se encuentra presente la plasmina que es una proteína, en su forma inactiva llamada plasminógeno. La plasmina juega un rol importante en la recuperación del tejido dañado, no solo porque destruye la fibrina del coágulo y otras glicoproteínas presentes en la matriz extracelular, sino porque activa a las células endoteliales de las metaloproteinasas de la matriz (MMPs). Las MMPs son enzimas que descomponen los elementos orgánicos no solubles de la matriz extracelular, como el colágeno, y producen una diferenciación de células óseas ya que liberan moléculas de señalización que se encuentran en los restos de la degradación. Cuando se activan las MMPs se producen una serie de hechos que son importantes para la migración de las células, la regeneración tisular y la activación y liberación de factores de crecimiento.⁽³¹⁾

Cuando la fibrina de los vasos sanguíneos es destruida por la plasmina, incrementa la cantidad de neutrófilos y macrófagos que son los encargados de fagocitar el tejido necrosado y los desechos en que se transforma la fibrina. Es decir, la eliminación de bacterias y la limpieza de la interfase es realizada por todas estas células. Cuando se ha retirado el tejido de desecho y cuando se ha limpiado la interfase hueso-implante, se produce la apoptosis o muerte programada de los neutrófilos y son retirados gracias a la intervención de los macrófagos. El hueso dañado cuando se colocó el implante es finalmente destruido y fagocitado. Las subsiguientes etapas del proceso de cicatrización se activan siempre y cuando se haya eliminado todo desecho biológico en la interfase hueso-implante. La respuesta celular inmune es regulada por el control de la apoptosis celular, simultáneamente las células fibrinógenas son reclutadas y forman nuevos capilares, con lo cual se da inicio a la formación de un nuevo tejido granular.^(11,31)

3.1.3. FORMACIÓN DEL TEJIDO GRANULAR (FIBROPLASIA Y ANGIOGÉNESIS)

El coágulo de fibrina va a ser reemplazado por una matriz extracelular formada principalmente por tejido conectivo laxo, fibroblastos, macrófagos, y nuevos capilares. A este

reemplazo se le conoce como fibroplasia y sucede aproximadamente en el cuarto día de cicatrización. La nueva matriz formada permite que las células osteoprogenitoras realicen su migración. Mientras se va produciendo la cicatrización, la nueva matriz rica en colágeno y fibronectina (sintetizadas por los fibroblastos que que migran a la herida) reemplaza a la matriz provisional de fibrina. ^(11,30)

Entre el séptimo y décimo día, algunos fibroblastos van a ampezar a ser reemplazados por los mioblastos quienes se van a encargar de aumentar la fuerza tensil de la cicatriz, haciendo que los márgenes de la herida empiecen a unirse. En la última etapas de la fibroplasia, la cantidad de mioblastos y fibroblastos empiezan a disminuir debido al fenómeno de apoptosis. ⁽³⁰⁾

Paralelamente, se inicia un proceso llamado fibroplasia o angiogénesis que tiene por objetivo la restauración del sistema vascular en la zona dañada, logrando llevar oxígeno y nutrición a los nuevos tejidos que se están formando. Los vasos sanguíneos empiezan a crecer y aumentar su diámetro mediante un proceso conocido como arteriogénesis. Este proceso permite que los vasos sanguíneos se ramifiquen y formen vasos colaterales, los cuales van a restituir el flujo sanguíneo a la zona dañada. Los vasos sanguíneos formados se encargaran de nutrir y llevar el oxígeno a las nuevas células. En esta etapa tiene una forma granular de coloración roja debido al creciente número de vasos que se forman, por lo cual recibe el nombre de tejido granular. Al finalizar esta etapa e iniciar la siguiente etapa de formación de nuevos tejidos, también observamos el fenómeno de apoptosis o muerte celular de las células endoteliales que intervienen en la angiogénesis. ⁽¹¹⁾

Las características de las superficies del implante han evidenciado tener influencia en la fuerza que ejerce la fibrina para adherirse, favoreciendo en algunos casos la oseointegración (Osborn 1980, Thomas 1987, Wennenberg 1997). Una superficie rugosa favorece dicha fuerza de adhesión, algunos investigadores presumen que este tipo de superficie se asemeja al entorno que dejan los osteoclastos después de reabsorber el hueso. ⁽⁸⁾

3.1.4. REMODELADO ÓSEO

Una vez que termina el proceso de fibroplasia, empieza la transición de tejido conjuntivo provisional a tejido óseo. De este modo, las células osteoprogenitoras se dirigen y se acumulan en los vasos. Estas células se diferencian en osteoblastos que producen una matriz de colágeno que adopta un patrón reticular. De este modo, se forma el osteoide y empieza el proceso de mineralización. A los 21 días después de producida la lesión, empieza la recuperación del hueso a lo largo de la nueva estructura vascular, caracterizándose por la formación de fosfato cálcico y su transformación en HA, mineral más importante del hueso. La liberación de estos primeros cristales activa una reacción en cadena que tiene como objetivo la nucleación de cada molécula de colágeno presente en el nuevo osteoide. ⁽³⁰⁾

El proceso que permite cambios en la arquitectura inicial del hueso se le conoce como modelado óseo y las modificaciones que ocurren dentro del tejido óseo mineralizado sin alterar la arquitectura del tejido se conoce como remodelado. La sustitución del hueso primario (hueso reticular) por un hueso laminar que es más resistente se produce durante el remodelado del hueso en formación. Finalmente, el remodelado óseo ocurre mediante dos procesos, reabsorción y formación de hueso. El proceso completo de osteogénesis y recuperación ósea puede demorar de 2 a 6 meses. ^(11,31)

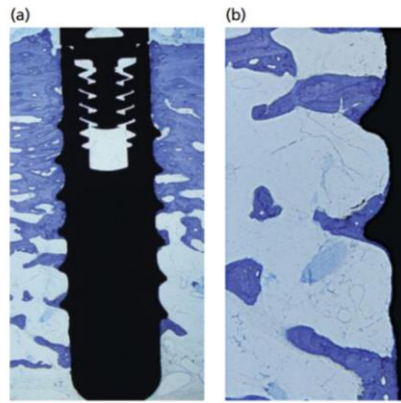


Figura 15. Se muestra un implante y el hueso subyacente después de 16 semanas de cicatrización. En la porción cortical del área receptora, se observa una alta densidad ósea.

Fuente: Lang N, Lindhe J. Clinical Periodontology and implant dentistry. 6th ed. Oxford (UK): Wiley Blackwell; 2015.

3.2. FENÓMENOS MECÁNICOS DE LA INTERFASE HUESO IMPLANTE-DENTAL

Se producen una serie de eventos biológicos a nivel celular o tisular que permiten que la zona lesionada se recupere y se forme alrededor del implante hueso nuevo, produciéndose de esta forma la interfase hueso. La actividad celular y las proteínas que se disuelven en el entorno extracelular se relacionan con fenómenos mecánicos y con la transmisión de cargas externas, importantes para la curación del tejidos. ⁽³²⁾

Los fenómenos mecánicos que ocurren en la interfase hueso-implante se clasifican según su naturaleza en: fenómenos de adhesión, fenómenos de contracción y fenómenos de activación. ⁽³⁰⁾.

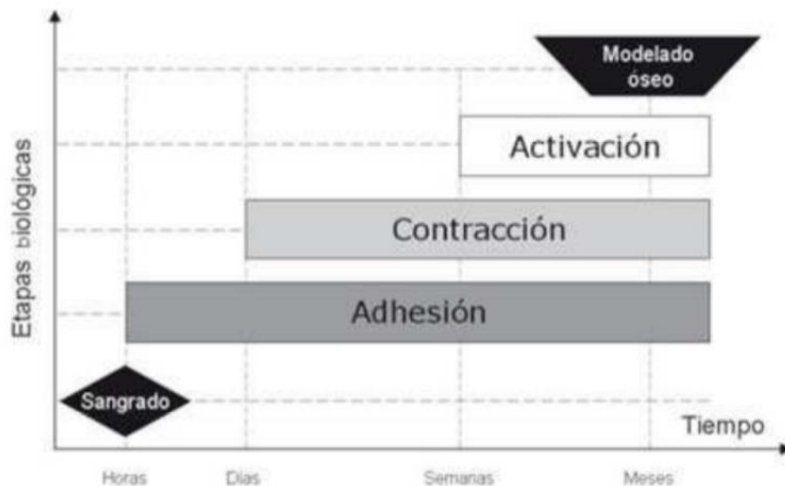


Figura 16. Fenómenos mecánicos en la interfase hueso-implante: 1) Fenómenos de adhesión, 2) Fenómenos de contracción y 3) Fenómenos de activación.

Fuente: Venegas J, Landínez N, Garzon D. Mecanobiología de la interfase hueso-implante dental. Revista Cubana de Estomatología 2010; 47(1):14-36.

3.2.1. FENÓMENOS DE ADHESIÓN

Cuando las células se fijan a un sustrato se produce el fenómeno de adhesión, que puede ser la superficie del implante. El sustrato se refiere a la superficie de un implante, un tejido en

formación o existente durante el proceso de formación de la interfase. Lo que caracteriza al fenómeno de adhesión son las tensiones que se producen entre un sustrato y el citoplasma de las células. Los fenómenos de adhesión ocurren en dos fases: en la fase 1 o de acercamiento, se produce en cuestión de minutos una interacción físico-química de las células y el sustrato gracias a las fuerzas de Van der Waals y las fuerzas iónicas, y la fase 2 o de adhesión propiamente dicha en la que se produce una interacción proteica entre el sustrato y la célula y que dura varias horas. (30)

Las integrinas son las encargadas de permitir la conexión entre la matriz extracelular y el citoesqueleto de la célula en zonas específicas del sustrato. A estas zonas se las conoce como contactos focales, y es aquí donde se produce la agrupación de integrinas las cuales actuarán sobre las cadenas de actina del citoplasma de la célula lo que permitirá disminuir de 10 a 15 nm la distancia célula-sustrato. En la nueva distancia creada se produce una tensión de adhesión de 10-12 N de magnitud que va a regular la capacidad celular de migración, proliferación y diferenciación. (31)

El primer tipo de control mecánico que existe durante el proceso de curación de la interfase hueso-implante es llevada a cabo por las fuerzas de tensión producidas por los fenómenos de adhesión. Es así, que la función de unión llevadas a cabo por las integrinas se convierte en el primer mecanismo mediante el cual se va a transformar un estímulo físico en una respuesta biológica. (32) Después de esta adhesión, se producirán cambios en el citoplasma de las células y la acción de unión de las integrinas es el primer mecanismo sensible a las cargas externas capaz de transformar un estímulo físico en una respuesta biológica; a este proceso se le llama mecanotransducción. Después de la adhesión, se producen cambios en el citoplasma de las células, expandiéndose y aumentando la zona de contacto con el sustrato. Es entonces, que las células migran y se proliferan creando tensiones adicionales debido a esta expansión. Las nuevas tensiones producidas forman parte de los fenómenos mecánicos de contracción. (32)

3.2.2. FENÓMENOS DE CONTRACCIÓN

Este fenómeno mecánico se produce cuando las células se desplazan sobre un sustrato. La contracción es consecuencia de que las células migren durante los procesos de fibroplasia, angiogénesis y modelado que se llevan a cabo a lo largo de la cicatrización de la interfase hueso-implante dental. Cuando se lleva a cabo la fibroplasia y modelado, se produce la unión de los fibroblastos y células osteoprogenitoras a la red de fibrina y se desplazan a través de ella intentando colonizar la superficie del implante. Cuando ocurre este desplazamiento, se producen tensiones sobre las fibras que ocasionalmente pueden ejercer contracción de la red de fibrina y apartarla del implante. Los fibroblastos al diferenciarse en miofibroblastos producen una contracción con tensiones de casi 3nN(nanonewton). (30)

Los fenómenos de contracción son el resultado del movimiento de las células producido por gradientes de concentración en las sustancias quimiotractivas, es decir en las sustancias liberadas como resultado de daño de los tejidos. Cuando hay presencia de sustancias quimiotractivas, las células activadas producen fuerzas de tracción crean diferentes contactos focales los cuales ejercen contracción en el citoesqueleto celular de actina y que por último producen el desplazamiento de la célula. No sólo los gradientes de concentración favorecen el desplazamiento celular sino también la topografía y rigidez del sustrato. (30)

Si no existe una adecuada adhesión celular, no sería posible ninguna migración de células sobre la red de fibrina. Es decir, es imprescindible la adhesión celular para que exista migración de las células sobre el sustrato. Se consideran tres tipos de adhesión según la superficie del sustrato: En el primer tipo, las células no se fijan debido a que la superficie es poco adhesiva. En el segundo tipo, las células cuando se fijan pierden su capacidad de movimiento debido a que el sustrato es altamente adhesivo. El tercer tipo, existe un equilibrio entre las fuerzas de adhesión que permite el movimiento de las células. Si se logra este equilibrio de fuerzas, debe existir un "compromiso" entre la superficie del sustrato y los fenómenos de adhesión celular y de esta forma se logre la migración

celular mediante los fenómenos de contracción. El término mecanosensado se refiere a las fuerzas de contracción que ejercen las células con el fin de explorar su entorno, luego de su adhesión al sustrato. Se cree que este mecanismo es regulado por las integrinas ya que ellas son capaces de transmitir los estímulos mecánicos desde la célula y hacia el interior de ella. La existencia de dichas fuerzas produce un fenómeno llamado “tenseguridad celular”, que describe el equilibrio en el que se encuentran las células ejercidas por la fuerza de contracción de del citoesqueleto y las fuerzas de reacción o compresión que se producen en los contactos focales con el sustrato. El mecanosensado y la tenseguridad son los pilares de la acción mecánica en los procesos de movimiento de las células y permiten entender el fenómeno de mecanotransducción. ^(30,32)

3.2.3. FENÓMENOS DE ACTIVACIÓN

Son aquéllos que generan actividad metabólica, importante en la producción de cambios en la estructura de la matriz extracelular, en presencia de una carga externa. Al final de la cicatrización de la interfase hueso-implante se produce el fenómeno de activación y constituye la llamada “mecanotransducción ósea”, la cual es definida como la interacción entre las cargas externas y el proceso biológico y su adaptación funcional a las cargas que exhibe el hueso. ⁽³⁰⁾

Las células de la matriz ósea captan los estímulos mecánicos externos que producen señales biológicas que van a degradar o estimular la producción de la matriz, a este proceso llamamos mecanotransducción. Las señales biológicas son controladas por los osteocitos quienes van a captar los estímulos mecánicos. Los osteocitos se encuentran dentro de la matriz ósea calcificada, sin embargo existen pequeños espacios sin calcificar cerca al citoplasma de cada célula (laguna) y en las extensiones del citoplasma (canalículos). A toda esta estructura formada se le llama “sincitio de los osteocitos”, el cual es llenado por un líquido pericelular que provocará una presión hidrostática natural. Al aplicar una carga externa, se producen cambios en la presión del fluido y se obtiene un flujo neto que induce un esfuerzo, el cual provoca que los osteocitos envíen señales bioquímicas parecidas a las de las células endoteliales. Las señales bioquímicas son: las prostaglandinas (principalmente PGE-2) que inducen el aumento y la diferenciación de los osteoclastos y el óxido nítrico (NO) que estimula el crecimiento de osteoblastos. ⁽³¹⁾

Cuando las condiciones de carga son normales, los osteocitos permanecen estables ya que existe un continuo intercambio de nutrientes y desechos. Cuando hay sobrecarga, los fluidos estimulan a que los osteocitos recluten a los osteoblastos para producir un nuevo osteoide y así recuperar el equilibrio mecánico. Cuando el estímulo de carga disminuye, lo cual ocurre en estados de ingravidez en un periodo de descanso largo, los osteocitos pierden la estimulación mecánica lo cual genera que se produzca una muerte celular o apoptosis. Es ahí, cuando es necesario la recuperación del estímulo mecánico lo cual conlleva a que los osteocitos recluten a los osteoclastos y empieza la reabsorción ósea hasta la recuperación en el equilibrio del fluido. Otro mecanismo de reabsorción, se produce cuando los estímulos de carga son repetitivos lo cual produce micro fracturas en la matriz mineralizada que podrían dañar las interconexiones entre los osteocitos e inducir el reclutamiento de osteoclastos, la reabsorción ósea y la posterior aposición ósea. ⁽³⁰⁾

Macroestructuralmente, hay un cambio en el volumen de la matriz debido al estímulo mecánico y es controlada por la respuesta viscoelástica del hueso a una carga externa; es decir, el tejido óseo actúa de manera viscosa frente a las cargas de baja magnitud y se comporta como un material elástico frente a cargas de mayor magnitud. La viscoelasticidad es el resultado de la madurez del colágeno y la mineralización de los núcleos de hidroxiapatita. Por consiguiente, la formación ósea dependerá del estímulo mecánico, si este es mayor la carga es dinámica y si es menor es estática. Las cargas dinámicas tienen un efecto osteogénico independiente de su magnitud y una frecuencia de 10 a 100 Hz. La reabsorción y aposición del hueso y su adaptación funcional están reguladas por los niveles de magnitud de carga. En la interfase hueso-implante, estas cargas regulan la respuesta viscoelástica y junto con la superficie del implante mejoran sus propiedades biomecánicas. Se piensa que cargas que generan esfuerzos entre 250 y 400 psi producen un máximo crecimiento óseo en la interfase, mientras que cargas mayor a los 700 psi produce reabsorción patológica del hueso y una carga menor de 200 psi induce su atrofia. ⁽³⁰⁾

4. IMPLANTE DENTAL

Se denominan implantes dentales a los elementos aloplásticos que van a sustituir a las raíces de las piezas dentarias perdidas en la boca que se alojan en pleno tejido óseo o por debajo del periostio, que luego servirán para reponer las piezas perdidas. ⁽³³⁾

Podemos clasificar los implantes dentales según su localización en el hueso de la siguiente manera: ⁽¹⁹⁾

- **Implantes subperiósticos:**

Estos implantes originalmente fueron descritos en 1940 (Dahl, 1943), eran formados en una estructura metálica que se colocaba en la parte superior de los maxilares, que se debía preparar a medida y se colocaban debajo del periostio y encima del hueso; es decir no eran introducidos dentro del hueso como los implantes endóseos, se les acondicionaba para que sean colocados sobre la cresta ósea del reborde alveolar y el periostio y el hueso en forma de silla de montar y se adaptaban a la prótesis mediante unos pilares que salían de esta estructura. Generalmente son usados en pacientes totalmente desdentados, parcialmente edéntulos y cuando el hueso ha perdido gran parte de su volumen (atrofiado). A largo plazo, los implantes subperiósticos obtuvieron resultados terapéuticos poco satisfactorios, consecuentemente su uso en el presente es casi nulo y poco recomendado. ⁽¹⁹⁾

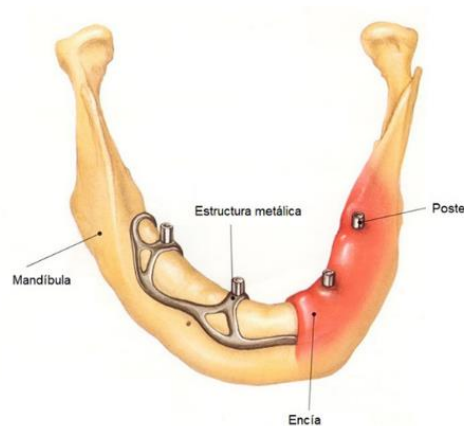


Figura 17. Implante subperióstico

Fuente: Tipos de implantes dentales [Internet] 2018 [citado 19 junio 2020]. Disponible en: URL: <https://www.clinicalosvalles.es/que-tipos-y-materiales-existen-de-implantes-dentales/>

- **Implantes transóseos:**

Este tipo de implantes se realizan a través del hueso y en casos extremos de reabsorción ósea. Su colocación de este implante solo era posible por debajo de la parte frontal del maxilar inferior, atravesando el mucoperiostio y el hueso mandibular. ⁽³³⁾



Fig. 18. Implantes transóseos

Fuente: Tipos de implantes dentales [Internet] 2018 [citado 19 junio 2020]. Disponible en: URL: <https://www.clinicalosvalles.es/que-tipos-y-materiales-existen-de-implantes-dentales/>

- **Implantes yuxtaóseos:**

Este tipo de implantes se colocaban sobre la cresta ósea. Cabe resaltar que este tipo de implantes suele provocar un colapso vascular en el hueso, por lo que los implantólogos no los emplean constantemente.⁽¹⁹⁾

Los implantes transóseo y subperiósticos tampoco son utilizados regularmente por los implantólogos, porque el éxito obtenidos por los mismos tienen resultados diversos. En este trabajo, se analizará principalmente a los implantes de carácter endoóseo, ya que, debido a su predictibilidad, son los más empleados por los especialistas y considerados como objeto de análisis y estudio por gran parte de los investigadores.⁽¹⁹⁾

- **Implantes endoóseos:**

Son aquellos implantes que penetran en el espesor del hueso para los cuales son necesarios el uso del bisturí y el decolaje a espesor total de la mucosa. Pueden ser de diferentes características.⁽¹⁹⁾ Los implantes en forma de raíz son los más usados en la actualidad por los especialistas y sirven como materia de estudio en la mayor parte de las investigaciones. En este trabajo de investigación nos centraremos en este tipo de implante.⁽¹⁹⁾



Figura 19. Implante endoóseo en forma de raíz

Fuente: Historia de la implantología [Internet] 2015 [citado 19 junio 2020]. Disponible en: URL: <https://www.odontologos.mx/odontologos/noticias/1696/historia-de-la-implantologia>

El crecimiento exponencial del uso de implantes endoóseos en los últimos años ha provocado que paralelamente se produzca una explosión en el campo de la fabricación de implantes. Existen actualmente una gran cantidad de diseños de cuerpos de implantes disponibles, ofreciendo una combinación innumerable: tornillos, cestas, mesetas, bolas, cilindros, diámetros, longitudes, conexiones protéticas, y condiciones de superficie.⁽¹⁷⁾



Figura 20. Diferentes diseños de implantes: implantes cilíndricos (fila superior), implantes de diseño tipo tornillo (fila central), o una combinación de ambos (fila inferior)

Fuente: Mish C.E. Dental implant prosthetics. 2nd ed. Missouri (US): Elsevier; 2015.

4.1. BIOMATERIALES USADOS EN IMPLANTES DENTALES

El biomaterial es un material sintético utilizado para reemplazar partes de un tejido vivo, que será usado en un dispositivo médico y creado para funcionar dentro de un sistema biológico. Es decir, los implantes dentales son fabricados con un biomaterial. Los biomateriales usados en su fabricación deben reunir diferentes propiedades para su buen desempeño a corto y largo plazo, tales como la biocontabilidad (capaz de actuar con los tejidos vivos sin causar daño), la resistencia a la degradación, la resistencia mecánica (dureza), la conformabilidad y la disponibilidad. ⁽⁸⁾ Durante la historia se han utilizado biomateriales de diferentes tipos para la elaboración de los implantes dentales. En la actualidad, podemos clasificar dependiendo de los biomateriales que se utilizan para su fabricación en: cerámicos, carbono, polímeros y metales con sus diversas aleaciones. ⁽²⁰⁾

4.1.1 IMPLANTES DE METAL

El titanio y sus aleaciones es considerado el material estrella desde que Branemark empezó a usarlo en sus estudios en la tibia de los conejos. Gracias a sus propiedades químicas, físicas, biológicas y biomecánicas, este metal es considerado el más idóneo para la fabricación de implantes dentales. ⁽²⁰⁾

Estas propiedades del titanio facilitan los diseños y procesos de fabricación industrial. El diseño es un factor muy importante para lograr buenas formas geométricas que facilitan una mejor oseointegración y lograr la optimización de sus propiedades. No existe un diseño estándar único, si no más bien una enorme variedad de formas, terminaciones, combinaciones de estilos y dimensiones en cuanto a calibres y longitudes que ayudan a que se puedan adaptar a los múltiples y variados casos de los diferentes tipos de hueso de los receptores. ⁽³⁴⁾ Hasta ahora, una revisión multinacional de la ISO indicó que el titanio y su aleación son los que se usan principalmente. ⁽³⁾

4.1.1.1. Aleaciones de cobalto-cromo quirúrgico a las que se añade molibdeno

Las estructuras que se obtienen de estas aleaciones pueden ser colocadas directamente en el periostio. Los implantes de este material son muy resistentes a la corrosión pero son bastante rígidos y poco dúctiles por lo que es muy difícil adaptarlo en la cavidad oral. ⁽¹³⁾

4.1.1.2. Implantes realizados en zirconio

El zirconio estabilizado con itria (Y-TZP) exhibe una resistencia a la flexión muy alta (900 a 1200 MPa), una tenacidad a la fractura notable (KIC 7 a 10 MPam^{1/2}) y un módulo de Young de 210 GPa, lo que ha permitido usarlo en el campo biomédico, con especial interés en aplicaciones de transferencia de carga como los implantes dentales. La ventaja del Y-TZP frente al titanio c.p. o Ti6Al4V para implantes dentales es que este presenta un mejor resultado estético (debido a su blanco brillante cuando el implante se muestra a través de una mucosa delgada o cuando se vuelve visible después de una retracción de la mucosa) y una gran biocompatibilidad debido a la ausencia de iones metálicos en el tejido circundante. Sin embargo, las diferencias en tenacidad a la fractura con el titanio son muy grandes. El titanio tiene 10 veces más tenacidad. Otra desventaja de los implantes dentales de zirconia es que no hay procesos adecuados para darle la rugosidad que favorezca el anclaje del hueso en el proceso de oseointegración ⁽⁸⁾

4.1.1.3. Implantes de titanio

El titanio ocupa el noveno lugar de los elementos que más abundan en nuestro planeta. Lo obtenemos del rutilo y la imenita, que son minerales ricos en óxido de titanio (TiO₂). Fue descubierto en el año 1794, pero debido a su gran afinidad por el oxígeno, no se pudo separar adecuadamente de los minerales. No fue hasta el año 1936, en el que Kroll pudo separar de manera eficiente el titanio de los otros metales y a partir de ese momento se empezó a emplearlo en diferentes rubros, especialmente en el biomédico. En la actualidad, se usan modernas técnicas de extracción del titanio, lo que permite que podamos obtener grandes cantidades de metal; ello nos permite producir el titanio comercialmente puro (c.p) y aleaciones con otros metales. ⁽⁸⁾

El nombre de titanio está relacionada a la mitología griega y hace alusión a la resistencia y fuerza de los titanes. Es el metal por excelencia en el área de implantología dental por sus excelentes propiedades; por sus variados diseños y por sus diferentes superficies. ⁽²⁰⁾ El titanio, a

diferencia de otros biomateriales cumple satisfactoriamente con todas las características que debe tener un implante dental: oseointegración, biocompatibilidad, resistencia a la corrosión biofuncionalidad (adecuadas propiedades mecánicas), procesabilidad y disponibilidad ⁽⁸⁾

La oseointegración de los diferentes metales fue estudiada por Wennerberg en 1997. En su estudio, ella implantó diferentes metales de la tabla periódica en hueso de conejo y pudo determinar que el titanio era el segundo elemento alrededor del cual crecía más hueso y por tanto demostraba una gran capacidad osteointegradora. El titanio fue solamente superado por el niobio, pero la gran industria aeronáutica y astronáutica que utiliza grandes toneladas de titanio hizo que fuera este metal y sus aleaciones las que se emplearán industrialmente en el sector biomédico y en concreto en implantología oral. ⁽¹⁸⁾

El titanio usado en odontología posee excelentes características gracias a sus propiedades químicas como: alcanza un punto de fusión de 1.660° , logra una cristalización en sistema hexagonal compacto (lo cual explica su resistencia mecánica) y posee una gran resistencia a la corrosión ya que al contacto con el aire o presencia de fluidos se forma una capa de óxido de titanio estable. ⁽²⁰⁾

Gracias a la capacidad del titanio de separar las moléculas de oxígeno del aire es que se forma una capa de óxido la cual no permite que exista contacto directo entre el tejido y los iones de metal. Los iones del titanio pueden ser dañinos por lo que debe tomarse mucha precaución en la manipulación del implante y no debe tener contacto con otros metales, tampoco debería tener contacto con iones inorgánicos durante su fabricación o al momento de la colocación de los implantes. Aunque se realice la colocación del implante con sumo cuidado es imposible que logremos una completa eliminación de los contaminantes en su superficie, asimismo debemos poner especial cuidado de evitar arañazos o rozaduras ya que podría provocar microfrazuras lo que podría significar un fracaso del tratamiento. Los estándares de de manufactura y esterilización deben ser óptimos ya que la presencia de cualquier impureza en su superficie podría afectar la capa de óxido del titanio ⁽⁸⁾

Otro factor importante que debemos tener en cuenta es la resistencia a la fatiga mecánica ya que el implante es sometido constantemente a diferentes cargas de torsión y flexión lo cual podría provocar finalmente su ruptura. Existen pocos estudios de la resistencia a la fatiga del Ti c.p. pero se puede considerar que el porcentaje de fracaso por fatiga mecánica es muy baja (menos del 0.2%) ⁽⁸⁾

Existen cuatro grados de Ti c.p (del I al IV) que se usan en el campo biomédico, aceptadas por las normas internacionales. Para su clasificación se toma en cuenta el número de elementos intersticiales minoritarios. Es decir, mientras el grado sea mayor del titanio, será también mayor el número de elementos intersticiales, aumentando su resistencia a la corrosión, resistencia mecánica y disminuyendo su ductibilidad. ⁽¹⁷⁾

Para su fabricación, los implantes pueden ser hechos de titanio puro o también con materiales aleantes como el aluminio y vanadio, dando por resultado la aleación (Ti-6Al-4V). Se ha observado que ese tipo de aleación mejoran la adhesión celular y por ende la oseointegración, además que son menos costosas. ⁽³⁾ La aleación más usada es la Ti-6Al-4V que representa alrededor del 50 % del titanio que produce el mundo. En la industria aeroespacial se utiliza el 80% y casi el 3% es destinado para el sector salud (confección de implantes, prótesis). Se utiliza también en el rubro automovilístico y marino para disminuir el espesor de sus elementos. ⁽³⁴⁾

El aluminio que se utiliza en la aleación Ti-6Al-4V aumenta su fuerza 6 veces más comparado con el titanio puro y además lo hace más liviano. La aleación es utilizada en sustitución del titanio debido a su elevada resistencia mecánica que alcanza los 1000 MPa y su límite elástico esta sobre los 600MPa. ⁽⁸⁾

Esta aleación, según su calidad ELI (contenido intersticial extrabajo), nos indica que es muy resistente (lleva poco oxígeno y hierro) y puede soportar temperaturas criogénicas. Si se utiliza Pd (paladio) en esta aleación, se conseguirá mejorar su resistencia a la corrosión. También ha mostrado su resistencia cuando es sometido a diferentes ambientes naturales y a una gran cantidad de

sustancias químicas acuosas con temperaturas similares a la ebullición. En general, tiene una gran resistencia a la corrosión cuando se somete, en temperaturas habituales a soluciones acuosas de cloruros, cloro gaseoso húmedo, hipoclorito de sodio, agua de mar y salmuera entre otros. Pero cuando son sometidos a la presencia de ácidos reductores como los ácidos sulfúrico, clorhídrico, fluorhídrico, fórmico, oxálico, y fosfórico presentan vulnerabilidad.⁽³⁴⁾

La capa de óxido que se forma alrededor de la superficie del implante de titanio puro y sus aleaciones no presenta aparente corrosión, rotura o desprendimiento en el medio oral. La capa de óxido tiene un espesor de 200 nm cuando el implante es colocado en el hueso; este buen grosor es lo que permite la interacción del implante y del hueso, más que el propio titanio. La formación de esta capa de óxido no permite una mayor oxidación a temperatura ambiente, llamando a este proceso pasividad del metal.⁽²⁰⁾

4.1.2. IMPLANTES CERÁMICOS SOLOS O RECUBIERTOS POR PORCELANA

Estos materiales pueden usarse como único componente o también recubriendo implantes de metal. En el tratamiento de defectos en el hueso producidos por reabsorciones metabólicas o traumatismos se ha usado este material porcelánico.⁽²⁰⁾ Asimismo, se han usado para recubrir los implantes de metal con la finalidad de obtener una superficie de porcelana termodinámicamente estable e hidrófila. Con esto se logrará aumentar la resistencia mecánica y mejorar la integración del implante y hueso. La pulverización y el uso de sprays plasmáticos permiten recubrir las superficies del implante, convirtiéndolas en superficies bioactivas que permiten una mejor unión con el hueso.⁽³⁴⁾

Los materiales cerámicos son frágiles, por lo que en muchas aplicaciones su tenacidad (energía absorbida por el material antes de la fractura) es insuficiente.⁽⁸⁾ Asimismo, si se las compara con el óxido de zirconio u óxido de aluminio, resultan menos resistentes. Según estudios comparativos de porcelanas y metales como el aluminio o el zirconio se observan que las primeras tienen un comportamiento más frágil y menor resistencia a las fuerzas de tracción, aunque sus propiedades de compresión son algo mejores.⁽³⁾

El fosfato de calcio es uno de los materiales cerámicos sintéticos más usados, especialmente en los injertos óseos y esto se debe a que el 70% de este compuesto lo encontramos en el hueso natural. Una de las principales características de estos tipos de implantes es que tienen una gran biocompatibilidad y capacidad inmunógena disminuida. Los elementos más usados, independientemente de su origen son la HA y el fosfato tricálcico. La presentación de estos injertos son de dos tipos: como gránulos y en bloques porosos y pueden provenir de hueso bovino o con componentes coralinos o liofilizado humano.⁽²⁰⁾

4.1.3. POLÍMEROS

Su uso data de la década de los '30, y desde ese entonces ya se conocía su fragilidad y su deficiente resistencia debido a su pobre elasticidad, asimismo se tenía conocimiento de las modificaciones de su composición bajo ciertas condiciones ambientales. Años más tarde en la década de los '40, se usó el metilmetacrilato en la elaboración de implantes provisionales hasta que se pudieran colocar los implantes definitivos.⁽²⁰⁾

Este tipo de materiales a base de polímeros no sirven cuando se usa en aplicaciones que requieran una elevada tensión mecánica ya que tienen un comportamiento viscoelástico y de acuerdo al tiempo de aplicación va aminorando su resistencia mecánica. Este fenómeno se denomina relajación de tensiones y provoca una limitación muy importante en la aplicación de este tipo de materiales. Los materiales compuestos y en concreto los materiales formados por polímeros con refuerzo cerámico, no han ofrecido en general, una solución al para su mejoramiento estructural.⁽⁸⁾ Pero en la actualidad estos materiales compuestos se usan en dispositivos que substituyen huesos del oído o en algunas aplicaciones maxilofaciales donde se requiera muy pequeñas tensiones mecánicas.⁽⁸⁾

Asimismo, en los componentes de los implantes se pueden usar estos materiales poliméricos, los cuales podrían estar revestidos con plasma de Ti o con HA, también en algunas ocasiones tienen un elemento móvil interno de polioximetileno que cumple funciones biomecánicas como: reducir cargas oclusales, liberar tensiones y dar cierta capacidad de movimiento, absorción de impactos, etc.⁽³⁴⁾ En el área de odontológica también se la usa en materiales de impresión, ortodoncia, cirugía reconstructiva y en pocas ocasiones como parte de los implantes siempre y cuando estén recubiertos por materiales cerámicos o titanio.⁽²⁰⁾

4.1.4. IMPLANTE DE CARBONO

Este tipo de implante se realiza con carbonos y sus derivados y su uso data de la década del '60, en que se utilizaba el carbono vítreo, el cual no tenía una resistencia a la tracción adecuada.⁽²⁰⁾ Un sistema de reemplazo de la raíz en dos fases (Vitredent) era muy popular a principios de la década de 1970. Sin embargo, una combinación de fallos en el diseño, en el material y limitaciones de aplicación causaron un número significativo de fracasos clínicos y el subsiguiente retiro del uso clínico de este dispositivo.⁽³⁾

Este material sometido a condiciones fisiológicas presenta fragilidad, por lo que en la actualidad solo se la usa para recubrir materiales de metal y cerámicos.⁽²⁰⁾ Las ventajas de estos recubrimientos incluyen la unión al tejido; componentes que son normales a ambientes fisiológicos; regiones que sirven de barrera a transferencias elementales, calor, o flujo de corriente eléctrica; control de color y oportunidades de unión de biomoléculas activas o compuestos sintéticos. Sus posibles limitaciones están relacionadas con las propiedades de fuerza mecánica a lo largo de la interfase sustrato-recubrimiento; biodegradación que podría influir negativamente en la estabilidad del tejido; cambios dependientes del tiempo en cuanto a las características físicas; mínima resistencia a procedimientos de raspado o rallado asociados con la higiene oral; y susceptibilidad al manejo estándar, esterilización o metodologías de colocación.⁽³⁾

5. SUPERFICIES DE LOS IMPLANTES

La superficie de los implantes ha sido considerada desde hace mucho tiempo un factor importante en la respuesta del huésped a los implantes dentales. Cuando el implante es colocado al cuerpo, la sangre inmediatamente cubre la superficie del implante. Las diferentes propiedades de las superficies pueden inducir a que las proteínas y el sistema de transmisores mejore y acelere el proceso de reparación.⁽¹⁾

En la actualidad, gracias al avance de la ciencia se vienen realizando muchos estudios sobre la superficie de los implantes dentales y a la tecnología que usa en su fabricación. No solo se considera importante el nivel macro o microestructural de la superficie del implante, como el espesor de su rugosidad o profundidad, sino que también se pone especial interés a la nanoestructura y a las reacciones que se producen a un nivel atómico e incluso iónico. Asimismo, se realiza un análisis nanotopográfico de la interfase hueso-implante en la que se observa la respuesta del huésped al implante a nivel celular.⁽³⁴⁾

5.1. PROPIEDADES DE LAS SUPERFICIES DE LOS IMPLANTES

Las superficies de los implantes pueden ser modificadas con respecto a sus propiedades topográficas, químicas, físicas y mecánicas. En especial, las modificaciones topográficas y químicas de las superficies ha ganado mucho interés por parte de los investigadores y fabricantes de implantes.⁽¹⁾ Varios de estos factores interactúan entre sí y no se evalúan fácilmente por separado, por ejemplo, si se modifica la topografía de la superficie, entonces es muy probable que la química y la física de la superficie también se modifiquen.⁽¹⁸⁾

5.1.1. PROPIEDAD TOPOGRÁFICA

El estudio de la topografía del implante dental es sumamente esencial debido a que según la topografía del implante se determinará la respuesta celular. A través de la optimización de la topografía se puede utilizar implantes dentales en casos donde las características del hueso no son favorables. Como resultado, las posibilidades de éxito a largo plazo de restauraciones implantosoportadas aumentan significativamente. ⁽³⁵⁾

La topografía del implante dental puede ser clasificada en macro, micro y nanotopografía. La macrotopografía de un implante dental esta determinada por su geometría visible; por ejemplo, las roscas y el diseño cónico. En años recientes, el esfuerzo científico se ha enfocado principalmente en la micro y nanageometría. Sin embargo, a pesar de esto, la adecuada macrogeometría combinada con una adecuada perforación para el lecho implante representa la base fundamental del éxito clínico de la implantología dental. ⁽³⁶⁾

- **Macrotopografía de superficie:**

Se refiere al diseño del implante. Hoy en día, los diseños en forma de tornillo es el predominante debido a que tiene una mejor estabilidad primaria si se los compara con un modelo cilíndrico. Sin embargo, el diseño de espiras óptimas no ha sido investigado lo suficiente con respecto a la estabilidad y a la capacidad de soporte de carga durante la función. Existe un gran número de diseños de espiras disponibles; los análisis de elementos finitos demuestran las diferentes distribuciones de stress de cada diseño, pero aún hace falta conocer más sobre la relevancia química. ⁽¹⁾

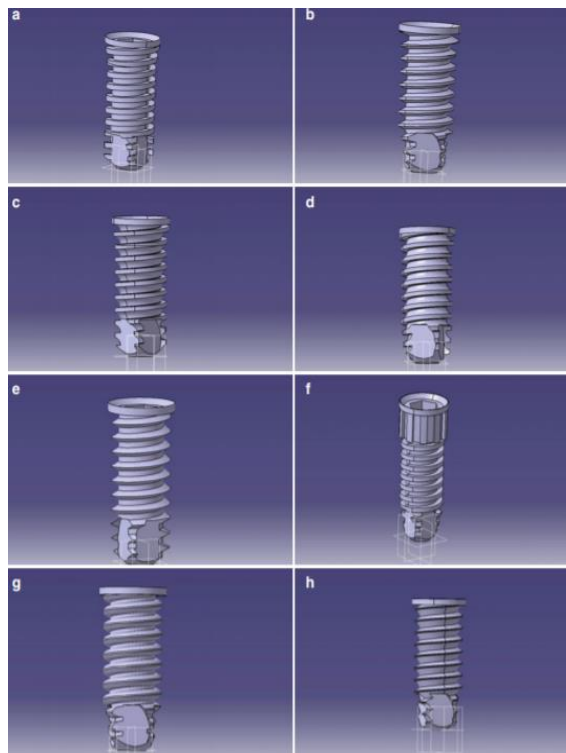


Figura 21: Diseños de espiras de implantes

Fuente: Albrektsson T, Jimbo R, Wennerberg A. Implant surfaces and their biological and clinical impact [internet] 2015 [citado 5 junio 2020]. Disponible en: URL: <https://link.springer.com/book/10.1007/978-3-662-45379-7>

Los implantes tipo raíz roscados ofrecen ventajas como mejorar la estabilidad primaria, lo cual es de suma importancia ya que previenen que se produzcan “micromovimientos” hasta lograr la oseointegración. Esto resulta de suma importancia, especialmente cuando son implantes no sumergidos o en áreas de pobre densidad ósea. Se sugiere que las espiras

del implante juegan un rol importante en la transferencia de cargas producidas desde el implante hacia el hueso que lo rodea. En estudios histológicos se ha observado que las trabéculas del hueso se dirigen y se adhieren a los filos de las roscas, aunque aún no se ha logrado un completo entendimiento sobre este aspecto. ⁽⁸⁾

- **Microtopografía de superficie:**

Es importante conocer cómo era el diseño inicial de la superficie de los primeros implantes y partiendo de ello, describir algunas de sus modificaciones que en la actualidad se usan en el campo de la implantología. ⁽²⁾

- **Superficie maquinada:** La superficie de los primeros implantes eran maquinados y éstos pasaban por un proceso de limpieza, empaquetado y esterilización para su posterior colocación. Se caracterizaban por una superficie lisa (también llamada superficie torneada fresada o pulida). ⁽²⁾

Las superficies de los implantes que pasan por un proceso de maquinado, muestran surcos de acuerdo al ángulo de corte y al tipo de maquinado. Después del maquinado se observa una superficie limpia y con muy pequeñas rugosidades en su superficie. Este proceso deja una superficie limpia y con una mínima rugosidad de superficie en un rango que varía de 0,4 a 0,8 μm , lo que implica que se debía esperar varios meses de oseointegración según los protocolos clásicos. Los implantes con superficie maquinada fueron consideradas el “gold standard” durante muchos años y hay muchos estudios relacionados con este tipo de superficie, por lo que en la actualidad la mayoría de las nuevas superficies se comparan con ella. ^(2,37) En un estudio retrospectivo reciente realizado en el 2017, se evaluó 321 implantes con superficie maquinada que soportaban prótesis parciales fijas y coronas. Fueron colocados entre 1983 y el 2001. El 94% de los implantes convencionales maquinados seguían funcionando después de un promedio de 17.5 años. ⁽³⁸⁾

Según A. Wernerberg y Albrektsson, los implantes torneados de Branemark tenían una superficie topográfica con un valor S_a (medición de la rugosidad en tres dimensiones) de 0.9 μm , es decir el efecto de la microtopografía puede haber contribuido al éxito clínico a largo plazo de los implantes maquinados comercialmente disponibles. Sin embargo, su rol definitivo durante las cargas funcionales a lo largo del tiempo es difícil de distinguir ya que el éxito del implante es una mezcla compleja de múltiples factores. ⁽¹⁾

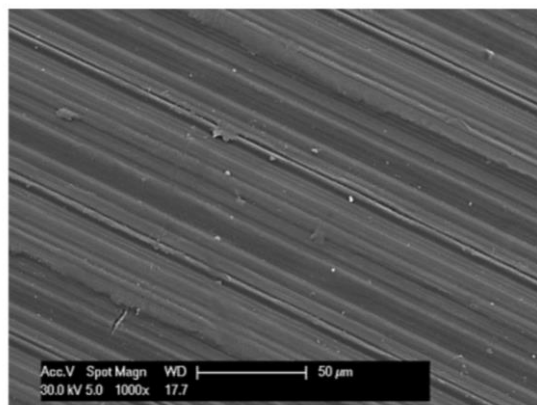


Figura22: Superficie de titanio mecanizada

Fuente: Annunziata M, Guida L. The effect of titanium surface modifications on dental implant osseointegration. *Front Oral Biol* 2015; 17:62–77.

- **Superficies rugosas:** Sin lugar a duda, los implantes maquinados tuvieron mucho éxito por décadas. Sin embargo, numerosos estudios nos muestran que las

modificaciones topográficas de la superficie aumentan el contacto hueso implante y además mejoran la interacción biomecánica en las primeras etapas de implantación. ⁽²⁾

Una superficie rugosa desarrolla un área más amplia en comparación con una mecanizada, lo que aumenta el enclavamiento biomecánico. La morfología del osteoblasto es influenciada por la rugosidad de la superficie. En los osteoblastos se forman numerosas prolongaciones transitorias (lamelipodios) que van a contribuir a una mayor adhesión a la superficie rugosa. ^(37,39)

La microtopografía está vinculada con la microrugosidad en una escala micrométrica y se modifica de acuerdo a los procedimientos que se emplean como: el mecanizado, el grabado ácido, el arenado, el granallado, la anodización, y los diferentes procedimientos de revestimiento. ⁽³⁶⁾

Se ha demostrado claramente ventajas potenciales con superficies rugosas moderadas, mientras que los implantes más lisos o más rugosos se han encontrado que no integran bien. En la actualidad, las casas comerciales producen sistemas de implantes con una rugosidad moderada cuyo valor S_a varía de 1-2 μm debido a que este tipo de superficie favorece la aposición ósea y osteoconducción. ⁽¹⁾

- **Nanotopografía de superficie:**

La última generación de superficies de implantes incluye las nano-modificaciones. Una de las hipótesis más comunes de la nanotopografía para mejorar la óseointegración del implante es que las nanoirregularidades forman lugares de unión para las proteínas durante el proceso de cicatrización. Es decir, las proteínas de la sangre primero se adherirán a la superficie del implante durante la inserción en el hueso lo cual conllevará más adelante al proceso de formación de hueso. Se cree que las nanoestructuras mejoran la adherencia de los tejidos suaves a los componentes del implante. Las nanoestructuras están en el rango de 1-100nm. Para detectar las nanocaracterísticas se usa microscopio de escaneo electrónico (SEM) y microscopio de fuerza atómica (AFM). Las imágenes de alta magnificación SEM pueden detectar fácilmente las nanopartículas. ⁽¹⁾

Mientras que en la microtopografía de la superficie del implante dental se conoce que su acción es a nivel celular en la óseointegración, la nanotopografía influye en las interacciones del implante y de las células tanto a nivel celular como proteico. Se ha determinado que el incremento de energía en la superficie no sólo es el resultado de cambios en la rugosidad de la superficie, si no en gran medida se debe a las alteraciones en las propiedades biológicas, físicas y químicas, produciendo un aumento de la adhesión de células osteogénicas y así promoviendo la óseointegración. ⁽³⁶⁾

Las nanoestructuras pueden ser aplicadas sobre los implantes usando HA nanométrica o partículas de TiO_2 adheridas a la superficie, sin embargo, las investigaciones han demostrado que las nanoestructuras pueden aparecer espontáneamente. Al parecer algunos tipos de grabado u oxidación en combinación con agua, salina o electrolitos pueden reorganizar los finos bordes removiendo las impurezas y formando nanoestructuras de TiO_2 . ⁽¹⁸⁾ Existen muchos estudios in vivo y in vitro que demuestran que los implantes con nanoestructura logran que las células óseas se adhieran mejor, sin embargo no es del todo claro ya que existen otros parámetros que intervienen como la microtopografía y las características químicas y/o físicas. ⁽¹⁸⁾

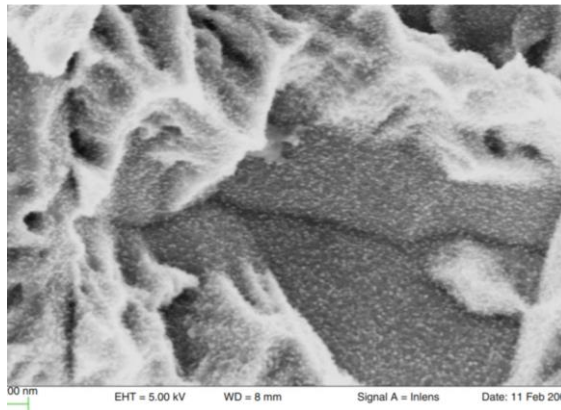


Figura 23. Nanopartículas distribuidas densa y ordenadamente sobre una superficie SLA activa.
 Fuente: Albrektsson T, Jimbo R, Wennerberg A. Implant surfaces and their biological and clinical impact [internet] 2015 [citado 5 junio 2020]. Disponible en: URL: <https://link.springer.com/book/10.1007/978-3-662-45379-7>

5.1.2. PROPIEDADES QUÍMICAS

Durante años se ha usado diferentes modificaciones químicas de la superficie de los implantes y se ha creído que estas promueven la cicatrización del hueso. Por ejemplo, la aplicación de una capa de hidroxiapatita (HA), introducida durante los años '80. Se creía que las capas de HA por tener una composición química similar al hueso promueven uniones químicas entre el tejido óseo y la superficie del implante; es decir, podría ocurrir una estabilización primaria inmediata y la cicatrización del hueso podría ser mas firme y más rápida. Sin embargo, clínicamente los implantes con HA mostraron una importante reabsorción ósea y con el tiempo altos porcentajes de fracasos, posiblemente asociadas con el desprendimiento de las delgadas capas del metal. Estas capas sueltas crearon inflamación, reabsorción ósea y eventualmente la pérdida del implante. Las capas de HA no solo cambiaron la química sino también aumentaron la topografía de la superficie. Hoy en día, se esta usando nuevamente la HA, pero en capas muy delgadas a un nivel nanométrico, y al parecer tienen mejor estabilidad, pero aún falta más estudios clínicos a largo plazo. ⁽¹⁾

En la actualidad, las modificaciones químicas producen superficies bioactivas que pueden mejorar y acelerar la cicatrización del hueso después de la implantación. En varios estudios experimentales se ha incorporado en la superficie del implante iones con propiedades bioactivas como Ca, P, Sr, F, NaOH y Mg, las cuales han mostrado una buena respuesta ósea, sin embargo su efectividad clínica aun no ha sido demostrada. Cabe recalcar que cada técnica que modifica la rugosidad de la superficie también altera la química de la superficie. Por ejemplo, el grabado dejará iones en la superficie, el arenado dejará remanentes del material arenado y las superficies oxidadas se verán químicamente influidas por el electrolito usado. ⁽¹⁸⁾

5.1.3. PROPIEDADES FÍSICAS

En relación a la superficie de los implantes, se cree que la carga y la mojabilidad tienen un impacto en la cicatrización del hueso. Se han creado diferentes técnicas (radiación UV, tratamiento con plasma) para limpiar las superficies y poder aumentar la energía de superficie y la capacidad para adherir proteínas. Una alta energía de superficie produce un alto grado de mojabilidad, es decir crear una superficie super hidrofílica. Cuando un implante es expuesto a la sangre; inmediatamente, la superficie se cubrirá completamente por el líquido, estimulando de esta forma a las proteínas de la sangre para que empiecen el proceso de cicatrización del hueso. Estudios in vitro y en vivo han mostrado ciertas ventajas de este tipo de superficie; sin embargo, las ventajas clínicas para comprobar su efectividad aún son desconocidas. ^(1,18)

5.1.4. PROPIEDADES MECÁNICAS

La dureza de la superficie del implante puede influir en el deterioro tanto del mismo implante como del tejido óseo durante su instalación. La deformación plástica puede producir stress residual en la superficie del implante lo cual puede aumentar el porcentaje de corrosión. ⁽¹⁾

Ejemplo de las propiedades mecánicas de las superficie de los implantes pueden ser su dureza y la resistencia a las micro fracturas. Sin embargo, las propiedades mecánicas de la superficie de los implantes han sido poco evaluadas y el conocimiento acerca de ellas es muy limitada. Esto se debe en parte, a que el comportamiento mecánico esta muy relacionado a las otras propiedades mencionadas anteriormente y también a las dificultades para medir cuantitativamente este aspecto. Sin embargo, la dureza del titanio en sí misma ha sido desarrollada durante años. Hoy en día, el mercado es dominado por el titanio c.p de grado 4, que a diferencia del de grado 1, que tiene una ligera mayor cantidad de Fe y O. Esta pequeña diferencia tiene un profundo impacto en la dureza del metal. La dureza mejorada de este material ha sido usada para producir implantes con una resistencia mecánica a las fracturas aún con implantes de diámetro pequeño. ⁽¹⁸⁾

5.2. TRATAMIENTO DE LAS SUPERFICIES DE LOS IMPLANTES DENTALES

El rol de las características de superficie ha ganado importancia desde inicios de los años 80' del siglo pasado. Albrektsson et al. fueron los pioneros en atribuir a las propiedades de superficies un posible rol para la respuesta biológica a un implante. ⁽⁴⁰⁾

Existen diferentes factores que intervienen en la interacción del huésped (hueso) y el implante de titanio, siendo uno de estos factores la superficie del implante. Contamos con un gran número de distintas superficies debido a que existen diversos métodos de tratamiento. Se busca mejorar la respuesta biológica creando superficies ideales con respecto a su topografía, química y rugosidades. Estas modificaciones en la superficie producen un mejor comportamiento celular y en consecuencia, mejoran la cicatrización ósea y la integración del hueso al implante. ⁽⁴¹⁾

La implantología moderna se debe en gran medida al importante progreso realizado en el campo de las superficies de titanio. Dependiendo del tipo y las características del tratamiento de superficie aplicado, se han producido un gran número de implantes, lo cual ha contribuido al éxito pero también ha aumentado el riesgo de confusión en los criterios de selección de implantes para el clínico. ⁽³⁷⁾

Los implantes pueden recubrirse con diferentes materiales pero su estructura interna por lo general es de metal (principalmente de titanio y sus aleaciones). Los implantes pueden estar recubiertos de materiales diversos, aunque su estructura y composición interior suele ser metálica (predominantemente de titanio y de sus aleaciones y combinaciones). Los tipos de tratamientos que se emplean en la superficie son diversos y todos ellos con el fin de mejorar y favorecer la oseointegración. ⁽³⁴⁾

Existen muchas técnicas para modificar la superficie de un implante, estas pueden ser subdivididas en dos categorías principales: los métodos aditivos y sustractivos. Los métodos aditivos son aquellos que describen la impregnación o el revestimiento del material. La impregnación es el proceso mediante el cual un material o un agente químico es completamente integrado a un núcleo de titanio mientras que las técnicas de revestimiento son complementos para la superficie del implante. Por otro lado, las técnicas sustractivas consisten en eliminar o deformar el material para aumentar la rugosidad de la superficie del implante. ⁽⁴⁾

Se ha desarrollado una variedad de diferentes superficies modificadas en los últimos 30 años para mejorar el rendimiento clínico de los implantes de titanio con una variedad de métodos. Para este trabajo usaremos la siguiente clasificación (Tabla 4) (Fuente propia):

Métodos Sustractivos	Métodos aditivos	Otros métodos
Arenado. Grabado ácido. Grabado ácido dual. Combinaciones Arenado/Grabado. Grabado láser. Anodización	Spray de plasma. Revestimiento cerámico. Superficies fluoradas.	Deposición cristalina discreta (DCD). Ablación láser. Fotofuncionalización. Proteínas de Matriz extracelular. Revestimiento de péptido. Revestimiento de anticuerpo antiestrosclerostina. Revestimientos farmacológicos. Superficies de implantes hidrofílicas.

Tabla 4. Métodos para la modificación de la superficie del titanio
Fuente: Propia

5.2.1. MÉTODOS SUSTRATIVOS

Los métodos sustractivos son utilizados para manipular la morfología de la superficie y la rugosidad de las superficies de los implantes. La rugosidad del implante por sí sola puede mejorar drásticamente el éxito de un implante. ⁽⁴⁾

5.2.1.1. ARENADO

Uno de los enfoques más simples y más utilizados para producir rugosidad en las superficies de titanio consiste en el arenado con partículas de cerámicas duras. Estas partículas son proyectadas a través de un pulverizador a alta presión y pueden producir diferentes grados de rugosidad en la superficie de los implantes de titanio dependiendo del tamaño de las partículas de cerámica usadas. El material ideal de arenado debería ser químicamente estable, biocompatible y no obstaculizar la oseointegración de los implantes de titanio. Los materiales que se usan frecuentemente para el arenado son Alúmina (Al_2O_3), óxido de titanio y fosfatos de calcio. ⁽³⁷⁾

La rugosidad que se genera mediante la utilización de esta técnica dependerá de la dimensión de las partículas, el tiempo de arenado, presión y la distancia desde el lugar de origen de las partículas hasta la superficie del implante dental. La ventaja más importante de este método es que los osteoblastos mejoran su adhesión, proliferación y diferenciación. Sin embargo, una de las mayores desventajas es que las partículas son dejadas en la superficie después del arenado. Los implantes dentales de titanio arenados a 1.5um han demostrado provocar una mejor respuesta ósea, lo que se ha determinando con la medición del torque de remoción cuando se ha comparado con implantes maquinados. ⁽⁴²⁾

Gehrke, en un estudio más reciente, in vivo e in vitro, utiliza las tibias de conejos para comparar las superficies tratadas con arenado con óxido de titanio, grabado ácido y mecanizadas. Encontró en su análisis histológico que las superficies tratadas provocaban un crecimiento de hueso más intenso, tanto cualitativa como cuantitativamente y mostraban una mejor organización de tejido óseo comparado con los implantes mecanizados. ⁽⁴³⁾

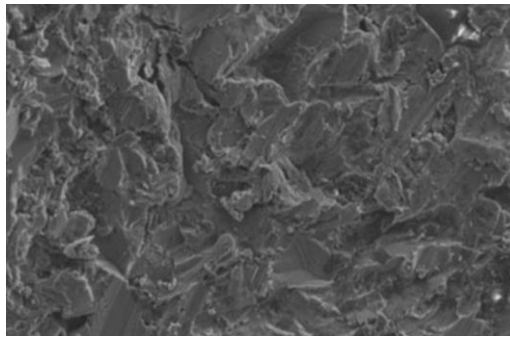


Figura 24. Imagen de un implante arenado

Fuente: Albrektsson T, Jimbo R, Wennerberg A. Implant surfaces and their biological and clinical impact [Internet] 2015 [citado 5 junio 2020]. Disponible en: URL: <https://link.springer.com/book/10.1007/978-3-662-45379-7>

5.2.1.2. GRABADO ÁCIDO

El grabado ácido produce micro fosas sobre las superficies de titanio con tamaños de 0.5 to 2 μm de diámetro. El grabado ácido se realiza usando, por lo general, ácido clorhídrico, nítrico, fluorhídrico o sulfúrico, y combinaciones de las mismas. Existen factores que intervienen en el ataque químico como: la concentración de la solución ácida, la temperatura en la que se realiza el proceso y el tiempo.⁽⁴²⁾

El uso de estos ácidos sobre los metales tienen la función de limpiar y modificar la rugosidad. Este método proporciona un sustrato de rugosidades homogéneas sobre la superficie, Existe una relación directa entre la concentración del ácido y la rugosidad producida.⁽⁴⁾

El grabado solo remueve las marcas del corte que se producen durante el proceso de maquinado y deja las superficies con irregularidades de alta frecuencia, es decir, la técnica produce una mayor área de superficie pero el valor S_a no se aumenta significativamente. Por lo tanto, el grabado ácido no es suficiente para producir una superficie rugosa moderada.⁽¹⁾

Sin embargo, un grabado ácido podría también ocasionar el debilitamiento del titanio debido a la presencia de hidrógeno, creando de esta manera microfracturas en la superficie del implante, lo cual puede reducir la resistencia a la fatiga del implante. Estudios experimentales, han reportado que existe absorción de hidrógeno por el titanio en cierto entorno biológico. Esta fragilidad por el hidrógeno esta asociada con la formación de una fase híbrida frágil, lo que conduce a una ductilidad del titanio que se relaciona a la presencia de fractura en implantes dentales.⁽⁴⁴⁾

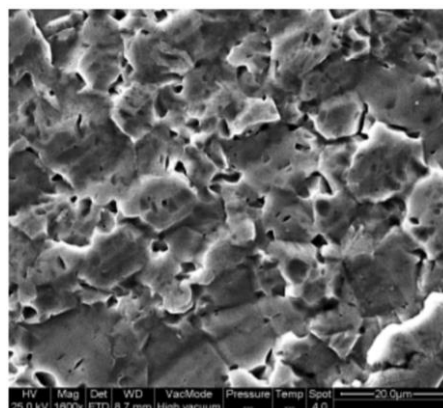


Figura 25. Superficie de titanio grabada.

Fuente: Annunziata M, Guida L. The effect of titanium surface modifications on dental implant osseointegration. Front Oral Biol 2015; 17:62-77.

5.2.1.3. GRABADO ÁCIDO DUAL

Esta técnica se ha descrito como el tratamiento de superficie del implante de titanio con diferentes soluciones ácidas. El grabado ácido dual ha demostrado que es un método muy efectivo para alcanzar una oseointegración rápida con una resistencia al torque significativamente mayor después de la cicatrización en comparación con las superficies maquinadas. ⁽⁴⁾

En el procedimiento "grabado ácido dual" se sumerge los implantes de titanio por muchos minutos en una mezcla de ácidos concentrados clorhídricos y sulfúrico calentados por encima de los 100 °C. ⁽³⁷⁾ Mediante este proceso se produce microrugosidad en la superficie del implante dental y también mejora el proceso de osteoconductividad mediante la adhesión de fibrina y células osteogénicas provocando formación de tejido óseo. ⁽⁴⁵⁾

5.2.1.4. COMBINACIONES ARENADO/GRABADO

Para la modificación de superficie se usa frecuentemente una combinación de arenado y grabado. El criterio para la combinación de ambos métodos es que el arenado proporciona óptima rugosidad para la fijación mecánica mientras que el grabado adicional modifica aún más la topografía de superficie y química. De hecho, esto elimina los contaminantes de las superficies, suaviza los picos agudos y produce micro y nano irregularidades sobre la texturización de la superficie del implante. Esto es de gran importancia desde el punto de vista biológico celular. ⁽³⁷⁾

El grabado ácido posterior al arenado, a pesar de sus ventajas, debe ser llevado a cabo en condiciones de sumo control, debido a que el grabado excesivo de la superficie reduce la topografía de la misma y también disminuye sus propiedades mecánicas y puede resultar perjudicial para la oseointegración. Asimismo, es muy importante que los procedimientos de grabado posteriores al arenado remuevan cualquier partícula residual, ya que en análisis químicos se ha encontrado evidencia de fracasos de implantes debido a la presencia de dichas partículas las cuales tienen un efecto adverso en la osteoconductividad del titanio a pasar de la biocompatibilidad del material. ⁽⁴⁴⁾

La razón para la combinación del arenado y el grabado es que proporcionará una superficie rugosa moderada aunque con componentes de onda larga debido a las huellas dejadas por el arenado y fosas pequeñas debido al grabado que contribuye a componentes de alta frecuencia. ⁽¹⁾

Para obtener una superficie arenada y grabada (SLA), se debe aplicar partículas de arenado de 250-500 µm y luego realizar el grabado ácido. ⁽⁴¹⁾ Diversos estudios in vivo nos demuestran que la rugosidad de las superficies son importantes para mejorar y acelerar la oseointegración. Las superficies rugosas que han sido tratadas con grabado ácido, arenado o spray de plasma de titanio muestran resultados significativamente mayores con respecto a la resistencia de remoción del torque cuando son comparadas con superficies maquinadas. ⁽²⁾

En 2012, Buser realizó un amplio estudio retrospectivo sobre los implantes SLA (implantes de titanio con una superficie arenada y grabada con ácido) en el cual analizó la sobrevivencia y el éxito de dichos implantes. Se evaluó los resultados a 10 años en 511 pacientes parcialmente edéntulos y se demostró una tasa de supervivencia del implante a 10 años del 98.8% y una tasa de éxito del implante a 10 años del 97.0%. Todos los implantes tenían un mínimo de 10 años de funcionamiento, y algunos de ellos habían estado en su lugar por hasta 12 años. Por lo tanto, las tasas calculadas son verdaderas tasas de supervivencia y éxito a 10 años. Este estudio muestra mejores resultados clínicos a los 10 años en comparación con otro estudio a largo plazo de implantes con la misma forma pero con una superficie TPS donde se observó una tasa de éxito de 96.2% a 10 años. ⁽⁴⁶⁾

En un estudio se evaluó el comportamiento de los implantes con superficie arenada y grabadas (SLA) sometidas a cargas tempranas (6 semanas) y se demostró que los implantes SLA tuvieron una alta tasa de éxito en la resistencia a la remoción del torque de remoción cuatro veces mayor, una histomorfometría superior y una respuesta ósea más fuerte comparada con las

superficies maquinadas. En otro estudio con perros también se demostró que las superficies SLA mejoraron el crecimiento óseo temprano y la oseointegración. ⁽⁴⁾

5.2.1.5 GRABADO LÁSER

El grabado laser es una técnica relativamente nueva que puede tener el potencial de producir una capa oxidativa al mismo tiempo que controla la rugosidad de la superficie. Este proceso consiste en realizar un pretratamiento ultrasónico seguido del grabado láser Nd:YAG. Después del grabado, el implante es procesado en una solución electrolítica que contiene glicerofosfato de sodio pentahidratado y acetato de sodio monohidratado durante 15 segundos. Esto inducirá a la oxidación de la superficie del implante la cual muestra una superficie rugosa más óptima que la oxidación convencional de las superficies anodizadas. La rugosidad, el tamaño de la porosidad y el grosor de la capa de óxido pueden ser reguladas por su relación directa con el voltaje. Es el tratamiento de superficie menos contaminante si la comparamos con las técnicas de grabado ácido, arenado y spray de plasma. ⁽⁴⁾

En un estudio se encontró que presentaban resistencia la remoción del torque 20% mayor que las de los implantes arenados y maquinados. ⁽⁴⁾ He-Kyong Kang, en un estudio reciente utilizó seis perros hembras de raza Beagle para evaluar mediante tomografía computarizada, implantes mecanizados y tratados con láser NdYAG. Encontró que los valores S_a eran significativamente más elevados en los implantes tratados con láser que en los maquinados, es decir presentaban mayor rugosidad. No encontró diferencia estadísticamente significativa en la resistencia a la fractura en ambas superficies ni en el BIC en ambos grupos. ⁽⁴⁷⁾

5.2.1.6. ANODIZACIÓN

Las aleaciones de titanio empleadas en la fabricación de implantes presentan una gran resistencia a la corrosión y biocompatibilidad gracias a que en su superficie espontáneamente se forma una capa de óxido de titanio, que presenta un espesor 1.5-10 nm de nanómetros. ⁽⁸⁾ Esta capa de óxido tiene un bajo nivel de conductividad eléctrica, alta estabilidad termodinámica y baja tendencia a la formación de iones, y estas propiedades explican la excelente biocompatibilidad de los implantes de titanio. ⁽¹⁾

El tratamiento de anodización consiste en hacer engrosar de manera controlada la capa de óxido de titanio y obtener una capa homogénea, tenaz, estable y muy impermeable. Esta modificación de la capa de óxido se le denomina también proceso de pasivación ya que hace al implante dental pasivo ante la agresión química. ⁽⁸⁾

Las superficies de titanio anodizadas electroquímicamente son obtenidas por anodización potencioestática o galvanostática del titanio cuando son colocadas en soluciones de ácido fuerte a altas densidades de corriente. Este proceso es bastante complejo y depende de varios parámetros como densidad de corriente, composición del electrolito y temperatura. El resultado es una capa de óxido engrosada a más de 1000 nm, mientras que la presencia de los ácidos fuertes causa la disolución de la capa de óxido con la producción de micro o nano poros sobre la superficie de titanio. ⁽³⁷⁾ Por esta razón la anodización puede ser considerada un método aditivo y sustractivo. ⁽³⁷⁾ Diversos estudios demuestran que la anodización mejora la respuesta implante/huésped cuando ocurre una implantación temprana. Otras ventajas de la anodización incluyen una mejor biocompatibilidad, aumento de la adhesión celular y su proliferación. ⁽⁴²⁾

El proceso de anodización puede ser químico o electroquímico y mejorará las propiedades de los implantes: ⁽⁸⁾

1. Limpieza de restos inorgánicos y orgánicos de la superficie del implante. ⁽⁸⁾
2. Mejor resistencia a la corrosión del biomaterial. ⁽⁸⁾
3. Menor presencia de iones del titanio en el entorno fisiológico. ⁽⁸⁾

4. Incremento de la resistencia al desgaste y la dureza superficial. El titanio del implante es protegido por la capa de óxido la cual es no conductora del tránsito electrónico lo que evita que el metal reaccione con el electrolito. ⁽⁸⁾

Dependiendo de la distribución electrolítica, varios iones pueden ser unificados en la capa de óxido, tales como el fósforo, magnesio, y calcio. Inmediatamente después de la colocación del implante dental, las superficies anodizadas que contienen fósforo pueden mejorar los eventos moleculares iniciales de la fase de cicatrización y oseointegración. Las modificaciones que se producen en la composición química de la capa de óxido de titanio con la incorporación de magnesio, calcio o fósforo producen valores elevados de torque de remoción. ⁽⁴⁵⁾

Algunas marcas comerciales han utilizado el anodizado electroquímico con una aplicación muy elevada y súbita del potencial eléctrico para crear una capa de pasivado (óxido de titanio) rugosa, donde se aprecian poros en la estructura. Estos poros son debidos al escape del hidrógeno formado en la reacción electroquímica de alto potencial. No es una capa bioactiva sino bioinerte, como a veces se ha comentado, ya que la naturaleza química de la superficie sigue siendo óxido de titanio sin ninguna interacción con el medio fisiológico. ⁽⁸⁾

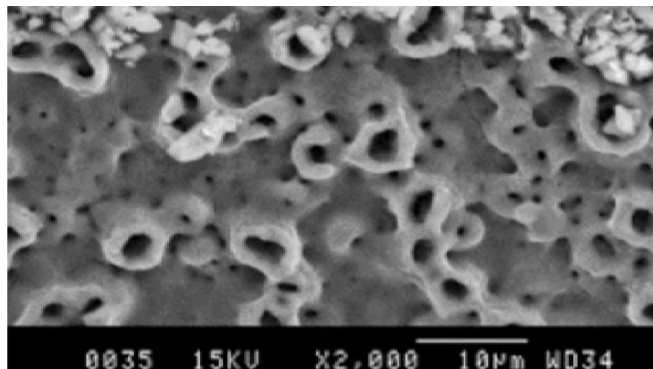


Figura 26. Superficie anodizada de titanio con porosidad debido a las vías de escape de hidrógeno
Fuente: Gil Mur J. Avances tecnológicos en implantología oral: hacia los implantes dentales inteligentes.
Discurso de ingreso en la Real Academia Europea de Doctores. Barcelona(ESP); 2018.

5.2.2. MÉTODOS ADITIVOS

Estos métodos consisten en agregar otros materiales a la superficie del implante dental usando revestimientos o técnicas de impregnación. Los revestimientos consisten en adicionar material o agentes de distintos espesores a la superficie del implante dental. En cambio, la impregnación consiste en que el agente químico o el material esta completamente integrado en el núcleo de titanio, como por ejemplo los cristales de fosfato de calcio en la capa de óxido de titanio o la incorporación de iones de flúor a la superficie. ⁽⁴⁸⁾

5.2.2.1. SPRAY DE PLASMA

Este método ofrece la ventaja de crear una capa delgada y homogénea de 50 a 70 μm . Esta técnica en combinación con las técnicas de grabado ácido se han convertido probablemente en los métodos de revestimiento más elegidos hasta la fecha. El método de spray de plasma, por lo general, es precedido de un arenado o grabado ácido. El método sustractivo de elección para preceder a este proceso es el grabado dual. ⁽⁴⁾

- **El método de spray de plasma de titanio (TPS)**

Consiste en inyectar polvos de titanio en un soplete de plasma a alta temperatura. Las partículas de titanio son proyectadas sobre las superficies del implante donde se condensan y fusionan, formando una capa altamente rugosa. ⁽³⁷⁾

Es uno de los métodos más usados para aumentar la rugosidad de las superficie. Se obtienen valores mayores a $2\mu\text{m}$, lo que produce un incremento sustancial en el área de contacto, por lo que se recomiendan usarlos en zonas donde el hueso presenta una pobre densidad. El uso de spray de plasma de titanio aumenta casi 6 veces más el área de superficie comparada con la superficie inicial. Los factores que intervienen en el aumento de superficie son: forma del implante, dimensión del polvo, temperatura del plasma y la distancia entre el objetivo y la salida del plasma. ⁽²⁾

Cuando se aumenta el área de superficie se obtiene un aumento real en el área de oseointegración, ya que se necesitan espacios mayores a $50\mu\text{m}$ para la formación de hueso y su mantenimiento. Es decir, el aumento real del área funcional es 1,5 a 2 veces mayor que el área superficial inicial. Si bien es cierto, este aumento de área es favorable para el crecimiento del hueso; pero por otro lado debe tomarse en cuenta también que la exposición de estas superficies a los fluidos orales puede producir la migración de bacterias hacia el hueso y provocar periimplantitis. La pérdida de hueso y del anclaje óseo es causada por la degradación química que se produce por la contaminación de los patógenos. ⁽²⁾

Una desventaja es que a veces se pueden alterar las uniones provocando pequeñas zonas donde pueden quedar partículas de titanio libre y finalmente descamarse. ⁽³⁴⁾

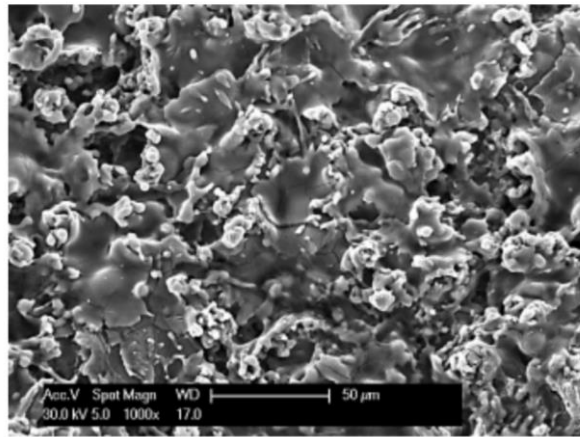


Figura 27. Spray de plasma de titanio (TPS) en la superficie.

Fuente: Annunziata M, Guida L. The effect of titanium surface modifications on dental implant osseointegration. *Front Oral Biol* 2015; 17:62-77.

- **El spray de plasma de Hidroxiapatita (HA)**

Implica la proyección de las partículas de cerámica a altas temperaturas sobre la superficie de titanio. Para obtener retención mecánica de la capa rociada con plasma, el implante debe estar previamente rugoso, por ejemplo por medio de un arenado. Las capas rociadas con plasma pueden tener un grosor variable desde unos pocos micrómetros hasta unos pocos milímetros. Sin embargo, el grosor de la capa ha sido asociado con la posible delaminación de la superficie del implante de titanio y con la liberación de partículas debido a su porosidad, stress residual en la interfase substrato-capa y cambios drásticos en la composición y cristalinidad del fosfato de calcio. ⁽³⁷⁾

En un estudio comparativo en animales en los que se colocó implantes con superficie biomimética recubiertos con HA e implantes arenados y tratados con ácido se demostró que los tratados con HA presentan mejor y más rápida integración del hueso. Las superficies que son recubiertas por moléculas orgánicas reciben el nombre de superficies biomiméticas y éstas son reconocidas por el organismo mejorando la oseointegración. ⁽⁴⁹⁾

5.2.2.2. MÉTODOS DE REVESTIMIENTO CERÁMICO

- **Técnicas con plasma frío:**

Con esta técnica se deposita al vacío un recubrimiento desde una fase sólida o un gas. Se coloca el implante en un campo eléctrico con una gran diferencia de potencial y es expuesto

al plasma (gas ionizado). Se obtiene una superficie lisa y uniforme presentando una rugosidad Ra (medición de la rugosidad en dos dimensiones) menor a 10nm. ⁽²⁰⁾

En un estudio experimental utilizando esta técnica se depositó capas de Zirconio sobre un material de titanio y se observó que existe un mayor crecimiento de células osteoblásticas comparado con los implantes convencionales de titanio. ⁽⁵⁰⁾

- **Mediante implantación de iones:**

Similar a la técnica con plasma frío. Se realiza un bombardeo de iones de alta energía al implante dental para obtener elementos precursores en la formación ósea, como la HA con sales de Ca. ⁽²⁰⁾

Mediante esta técnica se logra que las superficies tengan una profundidad de 0,1 micrones. ⁽³⁴⁾ La resistencia a la corrosión mejora debido a que en su superficie se forma una capa de tinita o nitruro de titanio (TiN). Este tratamiento genera superficies muy biocompatibles. ⁽³⁴⁾

- **Recubrimiento con capa de Sol/Gel:**

Este método Sol/Gel consiste en calentar el revestimiento a una temperatura de 800 a 900 °C para derretir el vidrio portador, y así, se pueda adherir al sustrato metálico. ⁽⁴⁾ Posteriormente, el implante es sumergido en esta solución y es retirada a una velocidad establecida. Finalmente, éste es sinterizado para formar un revestimiento más denso. ⁽⁴⁾

El objetivo de esta técnica es recubrir el implante con un recubrimiento cerámico como el los biovidrios, fosfato cálcico o el zirconio. Asimismo, se usa esta técnica para nanorecubrimientos de HA o diferentes óxidos como de aluminio o de titanio. Los resultados con este tipo de procesos parecen ser prometedores aunque aun solo están limitados a estudios in vitro. ⁽²⁰⁾

Asimismo, este tipo de métodos sol-gel mejora la homogeneidad química de la hidroxiapatita que logra un recubrimiento más significativo al compararse con otros métodos. Son métodos simples y menos costosos que el método de spray de plasma y actualmente se emplean en artefactos biomédicos. En un estudio realizado recientemente se ha mostrado que las capas de hidroxiapatita se adhieren firmemente sobre sustratos de Ti poroso mediante mostrando cierto grado de unión química y un enlace mecánico. Los recubrimientos de hidroxiapatita previenen la liberación de los nocivos iones metálicos y al mismo tiempo la superficie se vuelve más bioactiva. Este tipo de recubrimiento HA/Ti poroso crea expectativas promisorias para aplicaciones biomédicas. ⁽⁵¹⁾

- **Exposición a vapor:**

El implante es colocado en una cámara y expuesto a vapor; tiene características muy similares al plasma. En la superficie del implante se depositan iones y moléculas. ⁽²⁰⁾

- **Empleo de superficies biomiméticas:**

Existe una gran cantidad de revestimientos pero se ha puesto especial interés a las superficies con revestimiento de calcio y fosfato debido a que son elementos que encontramos en los huesos. Estos revestimientos se colocan en la superficie de los implantes utilizando diferentes métodos. ⁽²⁾

Estos métodos de recubrimiento no alteran la conformación estructural del implante. Se ha desarrollado una superficie biomimética por medio de un proceso termoquímico del titanio que permite que se forme una capa de fosfato de calcio en forma de cristal (hidroxiapatita) cuando el implante entra en contacto con fluidos biológicos bajo condiciones fisiológicas o "biomiméticas" de temperatura y PH. ⁽⁴⁴⁾

Estudios en animales han probado que esta nueva superficie puede producir oseointegración en tiempos significativamente más cortos comparado con superficies tratadas con arenado con óxido de aluminio y grabado ácido. Los estudios in vivo muestran una completa oseointegración en tres semanas, lo cual podría facilitar el uso de protocolos

de carga inmediata o temprana. Estos resultados son alentadores, sin embargo necesitan ser confirmados en estudios clínicos. ⁽⁴⁹⁾

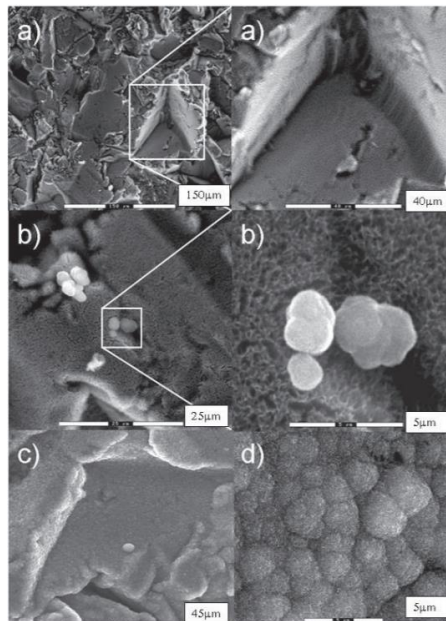


Figura 28. Superficies biomiméticas. Se muestran la nucleación de la apatita directamente sobre superficies al tercer día de su colocación.

Fuente: Albertini M, Fernández-Yague M. Advances in surfaces and osseointegration in implantology, biomimetic surface. *Med Oral Patol Oral Cir Buca* 2015; 20(3):316-25.

En otros estudios también se incluyen medicamentos (como los bisfosfonatos) y factores de crecimiento en la capa de apatita. Por medio de este método y otros se han desarrollado muchas superficies bioactivas experimentales sobre las superficies de los implantes, que incorporan moléculas como los componentes de la matriz celular (secuencia péptida RGD, colágeno tipo I ó III o sulfato de condritina) y factores de crecimiento (proteínas morfogénicas óseas). ⁽³⁷⁾

- **Proceso Electrolítico:**

En este proceso, se coloca el implante en una solución dentro de una celda galvánica. La solución contiene nanopartículas de revestimiento en las que se encuentran mezcladas ácido fosfórico, y nitrato de calcio en una relación molar de Ca:P de 1.67 en presencia de una fase cristalina líquida incluyendo surfactantes, agua y solventes orgánicos insolubles en agua. En esta fase se impide la deposición y se limita el tamaño de las partículas de 5 nm, permitiendo una distribución homogénea del revestimiento. Los surfactantes son sometidos a una temperatura de 550°C durante 5 minutos en una atmósfera de nitrógeno, dando como resultado una capa de HA. Se ha reportado que la presencia de TiO mejora la osteogénesis en el sitio del implante. ⁽⁴⁾

5.2.2.3. SUPERFICIES FLUORADAS

Los implantes de titanio han demostrado ser considerablemente sensibles a los iones de flúor, que a su vez forman el TiF₄ (fluoruro de titanio) cuando son tratados con soluciones de fluor. Este proceso en el titanio mejora la oseointegración y eleva la diferenciación osteoblásticas. Ellingsen en 1995, introdujo un nuevo tratamiento de superficie con flúor, para ellos utilizó las tibias de conejo donde colocó implantes maquinados e implantes con superficies fluoradas. Observó que era necesario una mayor fuerza para romper la unión hueso implante en el grupo de superficies fluoradas frente a las del grupo de control. Se observó una substancial adhesión ósea en la interfase hueso-implante. ⁽⁴⁵⁾

En otro estudio, se comparó superficies mínimamente rugosas fluoradas y moderadamente rugosas (control). Se observó que los implantes con superficie fluorada presentaban un BIC significativamente mayor que los del grupo de control a pesar de que sus rugosidades eran ínfimas. ⁽²⁾

Se ha determinado que la hidrofiliidad superficial aumenta cuando dicha superficie es tratada con soluciones de flúor que contengan ácidos. Esto produce una oseointegración con un período de cicatrización menor y también proporciona un anclaje óseo más firme cuando es comparado con implantes no modificados. Se entiende que esto se debe a la formación de hidroxiapatita fluorada y fluorapatita en el tejido. ⁽⁴⁾

Se ha observado cambios químicos en las superficies arenadas y grabadas, lo cual crea modificaciones que producen superficies fluoradas. Debido a la alta afinidad entre el titanio y el fluoruro es que podemos encontrar en la capa de óxido de titanio fluoruro. Las investigaciones sobre la relación de este tipo de modificación y la formación ósea alrededor del implante aún continúan siendo investigadas. ⁽²⁾

5.2.3. OTROS MÉTODOS

5.2.3.1. DEPOSICIÓN CRISTALINA DISCRETA (DCD)

Mediante un proceso llamado Deposición cristalina discreta (DCD), las partículas de fosfato de calcio de 20 a 100 nm son depositadas sobre una superficie con grabado ácido dual mediante la técnica sol-gel. Estas partículas constituyen aproximadamente el 50% de la superficie del área y ejercen una mayor fuerza adhesiva a la superficie del implante que las técnicas anteriores de deposición de fosfato de Calcio. Se cree que este proceso reduce la incidencia de perimplantitis debido a una menor adhesión bacteriana cuando se la compara con implantes modificados con SLA. ⁽³⁶⁾

Mendes evaluó implantes modificados con DCD en el fémur de ratas y obtuvo resultados mecánicos superiores cuando se comparó con el grupo control. Se sometió a fuerzas descontroladas en la interfase hueso-implante in vivo después de 9 días, mostrando una interfase hueso-implante superior en los implantes DCD que en los implantes de control. ⁽⁴⁾ En otro estudio; Mendes, realizó un seguimiento clínico de un año a 42 pacientes con implantes DCD, resultando en un 99.4% de índice de supervivencia. Con una reabsorción ósea marginal de 1.01mm. Este estudio no tuvo grupo de control por lo que se necesita una mayor investigación. ⁽⁴⁾

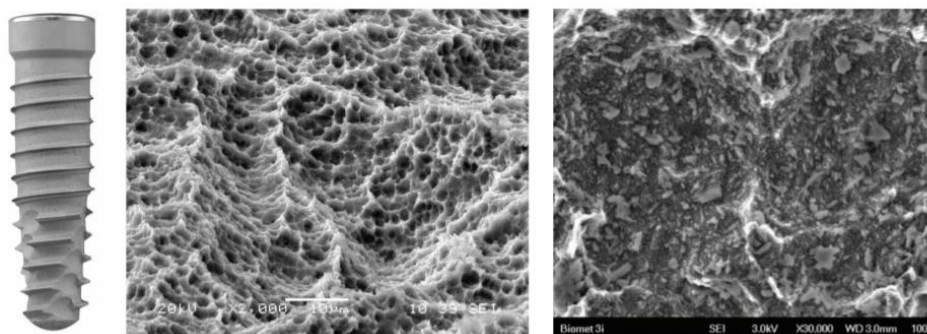


Figura 29. Deposición cristalina discreta (DCD). Partículas de calcio (20 a 100nm) son depositadas sobre una superficie con grabado ácido dual.

Fuente: Smeets R, Stadlinger B, Schwartz F, et al. Impact of implant dental surface modifications on osseointegration. BioMed Research International 2016; 1-16.

5.2.3.2. ABLACIÓN LÁSER

Este método pone mayor interés en la mejoría de la integración del implante dental con el tejido suave circundante. Las técnicas de fabricación de superficies a nanoescala son

aplicadas al collarín del implante para promover la adhesión gingival. El collarín es procesado con láser para crear un diseño de canales de micro y nano escala, los cuales tienen la finalidad de actuar como un sello biológico, facilitando la adhesión de tejido conectivo y hueso.⁽³⁶⁾

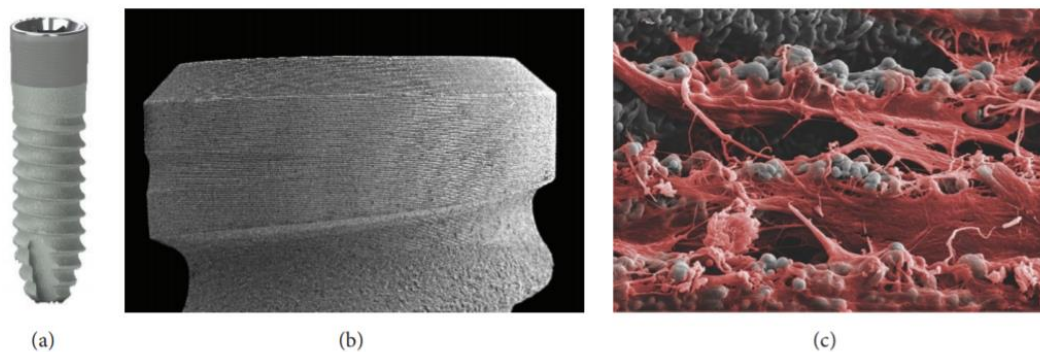


Figura 30. Ablación láser: a) Implante Laser-Lok (BioHorizons, Usa). b) Diseño de microcanales alrededor del cuello del implante creado por ablación láser. c) Sellado biológico que promueve la unión del tejido conectivo.

Fuente: Smeets R, Stadlinger B, Schwartz F, et al. Impact of implant dental surface modifications on osseointegration. *BioMed Research International* 2016; 1-16.

5.2.3.3. FOTOFUNCIONALIZACIÓN

En la fotofuncionalización, las superficies de los implantes dentales son sometidas a tratamientos UV, lo cual altera el dióxido de titanio sobre la superficie. Se cree que mejora la bioactividad y la oseointegración promoviendo interacciones de células y proteínas a un nivel molecular.⁽⁴⁾

El tratamiento UV reduce el grado de hidrocarburo de la superficie y aumenta la energía y la mojabilidad. Se ha sugerido que la luz UV eleva el nivel de la absorción de proteínas y adhesión celular a las superficies de titanio y también se ha mostrado que restaura la bioactividad causada por la degradación asociada con la edad.⁽³⁶⁾

5.2.3.4. PROTEÍNAS DE MATRIZ EXTRACELULAR

En la fase proliferativa de la oseointegración, los fibroblastos secretan proteínas en la matriz extracelular como colágeno, sulfato de condroitina, fibronectina, vitronectina, y otros proteoglicanos. La matriz extracelular actúa como una guía para la migración de las células osteoprogenitoras hacia el implante mediante la interacción de integrinas sobre la superficie de la célula y los péptidos RGD sobre la fibronectina. En esta técnica, los implantes dentales son recubiertos con proteínas de matriz extracelular y se ha podido observar un efecto positivo en la formación de hueso periimplantar en estudios *in vitro*.⁽⁴⁾

Existen estudios de implantes recubiertos con colágeno tipo 2 en los que se ha reportado un aumento en el volumen óseo y la mineralización. Sin embargo, en otro estudio no se encontró diferencia significativa en la interfase hueso implante (BIC) después de 4 semanas de haber colocado los implantes con recubrimiento de sulfato de colágeno/condroitina al compararlo con implantes arenados y grabados.⁽³⁶⁾

5.2.3.5. REVESTIMIENTO DE PÉPTIDO

Los péptidos son biomoléculas compuestas de secuencias cortas de aminoácidos. Ellos se asemejan a fragmentos de proteínas más grandes. Determinados péptidos que facilitan la adhesión celular en la oseointegración o que ejercen efectos antibacterianos han sido empleados en un nuevo diseño de superficie de implantes. El péptido RGD es una proteína importante que actúa como lugar de unión para los receptores de integrina en la adhesión y migración de las células osteogénicas.⁽³⁶⁾

5.2.3.6. REVESTIMIENTO DE ANTICUERPO ANTIESCLEROSTINA

Una serie de moléculas mensajeras modulan la interacción de los osteoblastos y osteoclastos, como la esclerostina, que es una molécula mensajera secretada por los osteocitos para inhibir la osteogénesis bloqueando la formación de hueso. Esta esclerostina actúa negativamente en la progresión de la osteogénesis, actuando como un antagonista morfogenético del hueso. La administración de anticuerpos que bloqueen la esclerostina puede mejorar el anclaje óseo de los implantes de titanio en paciente con osteoporosis o calidad pobre de hueso. Aún no hay estudios clínicos en este campo. ⁽³⁶⁾

5.2.3.7. REVESTIMIENTOS FARMACOLÓGICOS

La incorporación de algunas drogas osteogénicas o inhibitoras de la reabsorción, como los bisfosfonatos en la superficie del implante, pueden ser usados en casos clínicos con soporte óseo inadecuado. Se ha reportado que las superficies de implantes cargadas con bisfosfonatos mejoran la oseointegración. Con la incorporación de drogas inhibitoras de la resorción hubo un incremento en la densidad del hueso alrededor del implante. En un estudio clínico aleatorio de 16 pacientes con implantes dentales revestidos con bisfosfonatos, mostraron una fijación mecánica significativamente incrementada. ⁽⁴⁵⁾

Los revestimientos de HA han sido usadas exitosamente como un sistema local de suministros de drogas. Por ejemplo las estatinas inhiben la enzima HMGCoA reductasa y son prescritas en casos de dislipidemia. Cuando las estatinas son incorporadas en la superficie del implante provocan la liberación de las proteínas morfogenéticas del hueso (BMP) y es así que promueven la oseointegración. ⁽³⁶⁾

Los revestimientos antibacterianos sobre la superficie del implante proporciona una actividad antibacteriana a los implantes y sirven como una posible vía para prevenir infecciones asociadas con los implantes. La gentamicina, en combinación con la hidroxiapatita cuando son aplicadas a la superficie del implante, se comportará como un agente profiláctico local. También la tetraciclina puede ser usada como un método químico eficiente y práctico para la descontaminación y desintoxicación de superficies dañadas de implantes. La tetraciclina también mejora la formación del coágulo y su unión y retención en la superficie del implante durante la primera etapa de la cicatrización y de este modo, se mejorará la oseointegración. ⁽⁴⁵⁾

5.2.3.8. SUPERFICIES DE IMPLANTES HIDROFÍLICAS

La energía de una superficie de óxido de titanio convencional es baja debido a las absorción de hidrocarburos y carbonatos del aire del medio ambiente y debido a la hidrofobicidad que resulta de la rugosidad del implante. En los implantes dentales SLA active (Straumann), el implante SLA standard arenado y grabado ha sido modificado a un nivel alto de hidrofiliidad. El ángulo de contacto del agua de un implante SLA active es de 0°. Para prevenir el contacto de la superficie al aire, los implantes SLA active son limpiados bajo una protección de nitrógeno y almacenados en una solución salina isotónica hasta su inserción. La alta energía de superficie es mantenida por un superfice hidroxilada / hidratada que minimiza la absorción de los carbonatos e hidrocarburos contaminantes del aire. Aunque no es catalogado explícitamente como un implante con nanoestructura, los implantes SLA active muestran elementos de nanotopografía. De manera alternativa se puede aplicar una solución de iones de hidróxido para mejorar la mojabilidad de la superficie del implante como lo demostró Stadlinger. ⁽³⁶⁾

La humectabilidad superior es un atributo cuando interactúan los fluidos corporales con la superficie del implante después de su colocación. ⁽²⁾

6. EFECTOS DE LA MODIFICACIÓN DE LA SUPERFICIE EN LA OSEOINTEGRACIÓN

Con el objetivo de mejorar la tasa de éxito de los implantes dentales, muchas investigaciones se han enfocado en las características de su superficie como la morfología, topografía, rugosidad, composición química, energía superficial, stress residual, la existencia de

impurezas, el grosor de la capa de óxido de titanio y la presencia de componentes metálicos y no metálicos en la superficie. Todas las propiedades antes mencionadas repercuten significativamente en la respuesta biológica del hueso al implante, ya sea disminuyendo o incrementado el tiempo de cicatrización y la oseointegración. ⁽⁴²⁾

Los estudios experimentales y clínicos realizados en el campo de la implantología nos han conducido a desarrollar diversos tratamientos de superficie con la finalidad de mejorar los aspectos que intervienen en la biología de la oseointegración y favorecer clínicamente a los pacientes que han perdido piezas dentarias. Existen numerosos estudios de investigación in vitro, in vivo y clínicos sobre las superficies de los implantes que van desde las mecanizadas hasta llegar a las arenadas y/o grabadas. ⁽⁵²⁾

Debido a esta creciente literatura sobre la modificación de la superficie de implantes, algunas veces con resultados contradictorios, nace una pregunta importante: ¿La modificación de la superficie del implante de titanio es capaz de promover la oseointegración y cual es su real significado clínico? ⁽³⁷⁾. Haremos una revisión de los estudios in vitro, in vivo y clínicos: ⁽³⁷⁾

6.1. Estudios in vitro

Numerosos estudios in vitro han investigado el efecto de las superficies modificadas sobre el comportamiento de las células comparadas con un grupo de control. Sin embargo, el rol exacto de las características topográficas y químicas de las superficies de los implantes en las primeras etapas de integración ósea aún no han sido entendidas por completo. ⁽¹⁾

Utilizando modelos matemáticos, Hansson y Norton describieron los parámetros geométricos ideales en términos de rugosidad de la superficie. El resultado de sus cálculos teóricos permitió definir que una superficie de implante ideal debería estar densamente cubierta con fosas de aproximadamente 1.5 μm de profundidad y 3-5 μm de diámetro para permitir la formación de una matriz ósea mineralizada en el interior y aumentar la resistencia al desprendimiento hueso-implante. ⁽³⁷⁾

En una revisión de estudios in vitro e in vivo relacionado a las superficies de los implantes, Cooper correlacionó el aumento de la rugosidad en la superficie de los implantes con la cantidad de hueso formado en la interfase y con el aumento de la osteoconducción y osteogénesis, pero nuevamente no fue claramente explicado los mecanismos biológicos mediante la cual se logra este mejoramiento en el proceso de integración ósea. Un posible mecanismo está dado por la adaptación del hueso a las cargas mecánicas, rol desempeñado por los osteocitos que actúan como mecano sensores, los cuales podrían ser estimulados por las superficies rugosas. Sin embargo, no han sido dilucidados aún cómo la topografía de las superficies influye en tales señalizaciones mecánicas. ⁽³⁷⁾

Otra hipótesis hace referencia a la "osteogénesis de contacto" que es iniciada por señales (proteínas morogenéticas-BMP2) desde el hueso antiguo después de la perforación para un implante. La osteogénesis de contacto permite el crecimiento de las células osteoformadoras sobre ambos lados de la interfase hueso-implante. Las superficies rugosas pueden favorecer la absorción de las proteínas de plasma humano y ejercer una acción estabilizadora sobre el coágulo de fibrina que podría conducir más fácilmente las células osteoprogenitoras en el entorno de la superficie del implante, de tal manera que la mineralización es doble (desde el hueso adyacente y desde la superficie del implante) y el proceso de oseointegración es acelerado. ^(37,53)

Estudios in vitro han demostrado que las superficies tratadas mediante el arenado y grabado ácido, aumenta la rugosidad del implante, y van a favorecer la adhesión de células de la familia osteoblástica lo que incrementaría el número de células en la superficie del implante. La topografía de la superficie de los implantes parece tener un efectos sobre la proliferación celular y la diferenciación en osteoblastos que altera al proceso de curación del hueso. Asimismo, la topografía de la superficie puede cambiar la apariencia externa de los osteoblastos. En particular, la superficie arenada y grabada con ácido(SLA) produce un gran cambio fenotípico al ser comparada con la

superficie mecanizada, lo que provoca una maduración osteoblástica durante la fase de cicatrización ósea.⁽⁵²⁾

Un importante número de estudios han demostrado que las superficies rugosas influyen en el comportamiento celular del hueso, con respecto a la adhesión proliferación y diferenciación. Se cree que son las integrinas (receptores de proteínas de la matriz extracelular) las que transducen las señales específicas de topografía a las células que se adhieren en la superficie del implante.⁽³⁷⁾

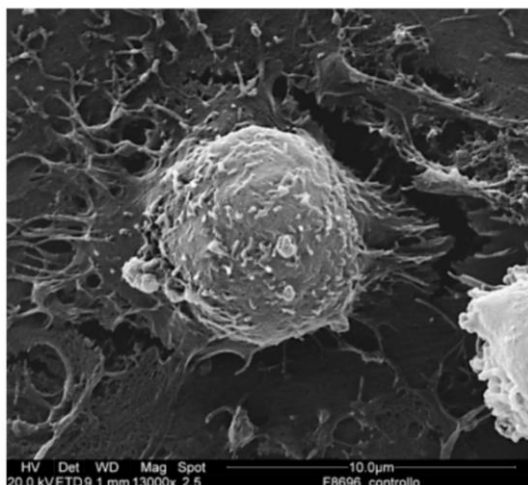


Figura 31. Células mesenquimales derivadas de la médula ósea adheridas in vitro a una superficie moderadamente rugosa.

Fuente: Annunziata M, Guida L. The effect of titanium surface modifications on dental implant osseointegration. *Front Oral Biol* 2015; 17:62-77.

No solo las modificaciones topográficas, sino también las químicas han demostrado mejorar el anclaje del implante. Las propiedades topográficas, químicas y biológicas de las superficies de los implantes están relacionadas mutuamente, y si una de ellas se altera, automáticamente afecta a las otras dos. Por ejemplo, la modificación del titanio con flúor mediante el ácido hidrofúorhídrico crea rugosidad en la superficie tanto a nivel micro y nano escala y también incorpora flúor en la superficie de óxido, lo cual afecta significativamente el comportamiento celular. Annunziata et al. demostraron como las superficies modificadas con flúor mostraban cambios topográficos a una escala nanométrica, las cuales se asociaron con un aumento en la proliferación, producción de colágeno y síntesis de la osteoprotegerinas. Se ha sugerido que las características nanotopográficas actúan de manera sinérgica con la microtopografía de la superficie en promover la oseintegración.^(1,37)

Muchos estudios han resaltado el efecto de las superficies nanométricas y los cultivos celulares óseos. Los hallazgos de investigaciones recientes han mostrado que las células osteogénicas responden a cambios químicos y morfológicos sobre las superficies a una escala nano. En un estudio se evaluó superficies modificadas (revestimiento de péptidos, tratamientos fluorados, aplicaciones de fósforo cálcico, fotofuncionalización UV) a una escala nano y micro y se mostró excelentes resultados en las respuestas tempranas del hueso y en la oseintegración tanto in vivo como in vitro. Aunque algunas de las modificaciones nano no han sido probadas aún clínicamente, su uso clínico futuro es muy prometedor.⁽⁵⁴⁾

En otro estudio se mostró como las superficies nanoestructuradas obtenidas de oxidación anódica produjeron una mejor adhesión y diferenciación osteoblástica de células mesenquimales derivados de la médula ósea humana cuando fueron comparadas con superficies maquinadas; además, las características nanométricas de la superficie de los implantes han mostrado tener un rol importante, no solo en la oseintegración, si no también en la adhesión del tejido suave periimplantar, mejorando y reforzando la barrera de la mucosa contra los patógenos orales.⁽³⁷⁾

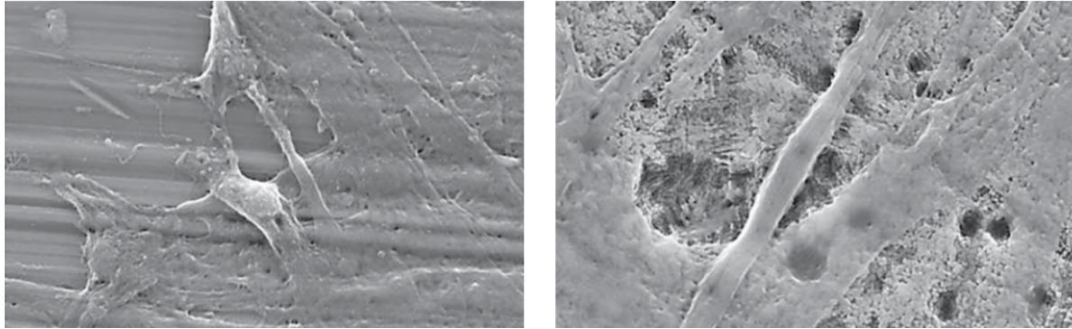


Figura 32. a) Células mesenquimales derivadas de las médula ósea adheridas a una superficie maquinada.
b) Superficie anodizada nano.

Fuente: Annunziata M, Guida L. The effect of titanium surface modifications on dental implant osseointegration. *Front Oral Biol* 2015; 17:62-77.

Muchos métodos para mejorar la superficie de los implantes de titanio están siendo estudiados, poniendo énfasis en la modificación bioquímica y la topografía física de la interfase del implante. La modificación de la superficie principalmente mejora la humectación del coágulo, la adhesión de las células al implante, la proliferación y la oseointegración. Todo lo cual contribuye para un tiempo de cicatrización más corto. ⁽⁴⁾

6.2. Estudios In vivo

El concepto de una oseointegración mejorada conseguida con la modificación de las superficies de titanio es considerada una adquisición científica sólida, gracias a la cantidad de estudios in vivo las cuales han proporcionado evidencia histológica de esto. Un parámetro frecuentemente usado para cuantificar la oseointegración es la proporción de contacto hueso-implante (BIC), definido como el cociente entre la medición lineal de la superficie de un implante endóseo en contacto directo con el hueso (visto microscópicamente) y la longitud total del perfil del implante endoóseo. Un método directo para cuantificar la oseointegración y BIC, es el test de torque reverso, en el cual se mide el límite “crítico” de torque donde el contacto hueso-implante es destruido. Cuando se requieren mayores fuerzas para remover los implantes, se interpretan como un aumento en la fuerza de la oseointegración. ⁽³⁷⁾

Los estudios “in vivo” muestran una mejor oseointegración en superficies de implantes grabadas con ácidos. En decir, se ha demostrado que las superficies grabadas con ácido aumenta el grabado ácido de la superficie de los implantes incrementa varias veces la resistencia a la rotación inversa del torque comparada con implantes de titanio de superficie pulida, determinando así una mayor fuerza de oseointegración. Un estudio in vivo en conejos, se compara la oseointegración de dos superficies, la mecanizada y la superficie SLA. Se observó que al tercer día, se formaba más rápidamente un nuevo tejido osteoide en los implantes SLA, al compararlo con la superficie mecanizada. Las células osteoblásticas empezaron a formar un nuevo tejido osteoide durante los primeros días de cicatrización ósea. ⁽⁵²⁾

Los estudios in vivo en animales de experimentación demuestran que la unión de estas superficies rugosas mejora la unión del implante al tejido óseo. En este sentido, los estudios histomorfológicos confirman una mayor diferencia en el porcentaje de unión hueso-implante entre estas superficies y las mecanizadas; y así mismo los valores de la fuerza de torque necesarias para la remoción de los implantes insertados son mayores en los implantes con superficies rugosas por sustracción. ⁽⁵⁵⁾

En otro estudio realizado en ovejas en el que se evaluó una nuevo tratamiento de superficie de multifosfonatos (SurfLink). El estudio usó implantes rugosos y maquinados, ambos con un baño de multifosfonatos y un grupo de control sin tratamiento. Se evaluó el BIC, la formación de hueso y la estabilidad bioquímica. El torque de remoción mostró valores significativamente más altos en

las superficies rugosas tratadas con multifosfonatos comparado con el grupo no tratado. Los grupos tratados con multifosfonatos mostraron una tendencia positiva con valores BIC más altos. En las imágenes de microscopio, se observó grandes cantidades de material orgánico en los implantes tratados con multifosfonatos comparados con los del grupo de control. ⁽⁵⁶⁾

En un reporte consensuado publicado en el 2009, se concluyó que las superficies rugosas y moderadamente rugosas proporcionan una oseointegración mejorada comparadas con las superficies lisas y mínimamente rugosas y que el nivel más alto de contacto hueso-implante fue asociado con superficies moderadamente rugosas. Aunque existe un gran número de estudios de animales sobre este tema, los estudios de los humanos son particularmente representativos. Lazara realizó un estudio histológico en 11 pacientes comparando superficies de implantes rugosos con grabado dual y maquinados. Los implantes fueron colocados en la parte posterior del maxilar y después de 6 meses de cicatrización sin carga fueron removidos junto con tejido duro circundante. ⁽³⁷⁾ El promedio BIC de los implantes rugosos fue significativamente más alto que el promedio BIC de las superficies maquinadas. En otro estudio, se comparó histomorfométricamente implantes arenados TiO₂ versus implantes maquinados. Los implantes arenados mostraron significativamente un más alto BIC que las maquinadas (37% y 9% respectivamente) en ambos maxilares. Otros estudios encontraron resultados similares a favor de las superficies rugosas usando tratamientos combinados de arenado más grabado ácido y oxidación anódica versus superficies rugosas. ⁽³⁷⁾

Las superficies rugosas mostraron una oseointegración mejorada comparada con las maquinadas también en los lugares regenerados, cuando la calidad de hueso era pobre. En estudios se ha encontrado un significativo mayor BIC con superficies rugosas que con maquinadas colocados en injertos de senos humanos. Sin embargo, la mayoría de los estudios in vivo sobre este tema es de experimentos en animales. ⁽³⁷⁾

Más recientemente, Alcalde realizó una recopilación de artículos en las que se compara superficies hidrófobas (particularmente las que recibieron tratamiento de arenado y grabado ácido) y superficies hidrofílicas (tratadas con arenado y grabado ácido, más un baño de nitrógeno y almacenadas en cloruro de sodio). Encontró que las superficies hidrofílicas aceleran los procesos de cicatrización iniciales al compararlas con las superficies hidrófobas. Asimismo, encontró que las superficies hidrofílicas presentan resultados BIC más favorables y mejores propiedades óseo-conductivas. Concluyó que las superficies hidrofílicas en comparación con las hidrófobas reducen el tiempo de carga aminorando el tiempo de espera de 3 a 6 semanas. ⁽⁵⁷⁾ Las investigaciones actuales traen nuevos paradigmas, por ejemplo el de las propiedades de humectabilidad que según estudios recientes actúan sinérgicamente con las nanoestructuras en las respuestas biológicas. ⁽⁴⁰⁾

6.3. Estudios clínicos

Cuando las superficies son tratadas usando diferentes tecnologías se observa rugosidades o micro-cavidades, grietas o fisuras lo cual favorece la adhesión de las macromoléculas de la superficie del implante al hueso, aumentando la oseointegración del implante con una mejor respuesta de las células osteoblásticas, lo que conlleva a una mayor resistencia a la tensión, compresión, y estrés. Los resultados de muchos estudios clínicos guardan relación con estas respuestas físicas y biológicas mencionadas, demostrando que el uso de superficies rugosas mejoran la integración ósea y logran tratamientos exitosos en los pacientes. ⁽⁵²⁾

Desde la aparición de los implantes con superficies modificadas, estas han sido continuamente comparadas con los implantes de superficie maquinada, de tal manera que existen datos clínicos a mediano y a largo plazo disponibles en la actualidad. En una revisión sobre las posibles causas de los fracasos de los implantes, los autores consideraron numerosas variables que pueden afectar el pronóstico del implante. Con respecto a la superficie de los implantes citan por un lado un número de estudios que concluyen que las superficies rugosas, TPS o anodizadas alcanzan un porcentaje significativamente mayor de éxito que las superficies maquinadas, y por otro lado numerosos estudios en los cuales no se encontró diferencia estadísticamente significativa en

términos de porcentaje de fracaso de implantes entre los maquinados y los implantes revestidos con HA, arenado, anodizado/oxidado o grabados. La interpretación de esta discrepancia en los datos debe tomar en cuenta que los estudios clínicos se ven afectados por otras posibles variables por lo que deben ser diseñadas adecuadamente para proporcionar una información útil acerca de la real influencia de la "variable superficie" sobre el pronóstico final del implante. ⁽³⁷⁾

En un estudio reciente, se examinó el porcentaje de oseointegración en un modelo de animal y luego se investigó en un ensayo clínico la estabilidad de los implantes con superficies tratadas (capas de TiO₂ de microfosas y nanoporos usando oxidación electroquímica para imitar el ambiente óseo natural). En el modelo de animal usaron cerdos y en el ensayo clínico participaron 25 pacientes. Se encontró que las superficies tratadas sí afectan significativamente el BIC, presentando valores más altos que las superficies maquinadas. También se probó el éxito clínico de las superficies tratadas en los pacientes. Es así, que las superficies modificadas son una alternativa confiable de modificación. ⁽⁵⁸⁾

Las ventajas clínicas de las superficies modificadas se vuelven evidentes cuando los datos acerca de una condición particular de riesgo son extrapoladas de los datos generales. Con respecto a la pobre densidad ósea, en un estudio se comparó implantes de grabado ácido dual y maquinados en 100 pacientes y 432 implantes. Se encontró un porcentaje significativo de fracaso temprano en las superficies maquinadas (86.7%) versus superficies con grabado ácido dual (95%), sin cambios significativos en los siguientes tres años después de las cargas protésicas. La mayor parte de los fracasos sucedió en los lugares de calidad pobre de hueso con una tasa de sobrevivencia de superficies tratadas de 96.8 % versus 84.4% para las superficies maquinadas. En otro estudio de 5000 implantes se concluyó que la calidad de hueso tiene un impacto definitivo en las superficies maquinadas, pero este efecto no fue observado en las superficies rugosas. Estos hallazgos coinciden con muchas revisiones publicadas sobre el pronóstico de los implantes en hueso pobre. ⁽³⁷⁾ También hay estudios que evalúan la carga inmediata, aunque hay pocos datos de estudios clínicos controlados, se ha observado que existen diferencias en los porcentajes de fracasos tempranos entre los implantes maquinados y rugosos. En un estudio se compararon 22 implantes maquinados y 20 implantes arenados con TiO₂ con una carga inmediata de dentaduras parciales fijas a las 24 horas. El éxito total de los implantes fue de 95% , fallaron 2 y pertenecían al grupo de superficies maquinadas. La posibilidad de reducir el tiempo de tratamiento acelerando la oseointegración ha sido la base de las investigaciones sobre modificaciones de superficie y en la actualidad ya es aceptado la reducción de los tiempos de carga de los 3-6 meses a 6-8 semanas. ⁽³⁷⁾

Finalmente, también tenemos estudios en los que se ha evaluado implantes cortos con superficies rugosas y maquinadas. En un meta-análisis de 54 estudios prospectivos y más de 19 mil implantes, se relacionó el impacto de la longitud de los implantes cortos con las tasas de fracaso después del primer año de carga protésica. Se concluyó que las tasas de fracaso de los implantes cortos con superficies maquinadas son más elevadas que en los de superficie rugosa. ⁽⁵⁹⁾

CONCLUSIONES

- 1.- El titanio “per se” es el material ideal gracias a sus características de biocompatibilidad y a su comprobada oseointegración, convirtiéndolo en el material de elección para la fabricación de implantes dentales.
- 2.- Los primeros implantes que se desarrollaron tenían superficies maquinadas y durante décadas fueron considerados el “gold standard”. Son el punto de partida para la aparición de nuevos tratamientos de superficie y hasta el día de hoy se utiliza dichos implantes con superficie maquinada como referentes de comparación.
- 3.- El deseo de mejorar la oseointegración, acortar el tiempo de espera para la rehabilitación y utilizar los implantes en huesos con condiciones menos favorables nos ha conllevado a que se desarrollen tratamientos en las superficies de los implantes.
- 4.- Se ha demostrado en numerosos estudios in vitro e in vivo que la modificación de las superficies influyen positivamente en la oseointegración: aumentado el BIC, la resistencia antitorque y reduciendo el tiempo de carga. Sin embargo, hace falta más estudios clínicos a mediano y largo plazo.
- 5.- Numerosos estudios han demostrado que las células óseas tienen un comportamiento de adhesión más rápido y efectivo en implantes con superficies rugosas. La rugosidad de las superficies incrementa la superficie de contacto.
- 6.- Las propiedades topográficas y químicas de las superficies dentales pueden mejorar la respuesta biológica del hueso, por lo que los estudios actuales de modificación de superficie están enfocadas principalmente en dichas propiedades.
- 7.- Los estudios de la macro, micro y nanoestructura de los implantes dentales son muy importantes para crear sistemas que cumpla con los objetivos funcionales y biológicos.
- 8.- No está claro cual de las diferentes modificaciones de la superficie del implante proporciona un resultado más predecible. Se necesitan más estudios prospectivos que prueben que superficie del implante tiene las propiedades óptimas para reemplazar un diente perdido.

BIBLIOGRAFÍA

1. Albrektsson T, Jimbo R, Wennerberg A. Implant surfaces and their biological and clinical impact [internet] 2015 [citado 5 junio 2020]. Disponible en: URL: <https://link.springer.com/book/10.1007/978-3-662-45379-7>
2. Moreno J. Estudio histomorfométrico de la oseointegración de implantes con diferentes superficies en conejos nueva zelanda [tesis doctoral]. Sevilla(ESP): Universidad de Sevilla; 2017.
3. Mish CE. Implantología contemporánea. 3rd ed. Barcelona(ESP): Elsevier; 2009.
4. Wirth J, Mohammadreza T, Khoshroo K, et al. Surface modification of dental implants. Biomaterials for Oral and Dental Tissue Engineering 2017;85-96.
5. Ortiz Garcia I. La influencia de la superficie de los implantes en la oseointegración. Un estudio histomorfométrico en animales [tesis doctoral]. Sevilla(ESP): Universidad de Sevilla; 2011.
6. Tejedor K. Modulación de la regeneración ósea en cirugía maxilar [trabajo fin de grado de odontología]. Leioa(ESP): Universidad del País Vasco; 2018.
7. Arenas C. Alteraciones en el patrón óseo de los maxilares en pacientes VIH/SIDA bajo tratamiento antirretroviral en el hospital Dr. Lucio córdova [trabajo de investigación para optar el título de cirujano dentista]. Santiago(CHL): Universidad de Chile; 2013.
8. Gil Mur J. Avances tecnológicos en implantología oral: hacia los implantes dentales inteligentes. Discurso de ingreso en la Real Academia Europea de Doctores. Barcelona(ESP); 2018.
9. Fernández J. Estudios de biocompatibilidad de polímeros sintéticos y su aplicación en ingeniería de tejido óseo [tesis doctoral]. La Plata(ARG): Universidad Nacional de la Plata; 2011.
10. Olszta MJ; Cheng X; Jee SS. Bone structure and formation: a new perspective. Science Direct: Materials Science and Engineering 2007; 58:77-116.
11. Lang N, Lindhe J. Clinical periodontology and implant dentistry. 6th ed. Oxford (UK): Wiley Blackwell; 2015.
12. Blazquez R. Sistema óseo [Internet] 2012 [citado 10 junio 2020]. Disponible en: URL: <https://www.uv.mx/personal/cblazquez/experiencias-educativas/anatomia-y-fisiologia/unidad-2/>
13. Pantoja Rodriguez P, Ortiz San Martin M. Aumento del reborde óseo alveolar: presentación de caso clínico. reporte de caso. Revista Científica Dom Cien 2017; 3(4):105-19.
14. Fernández E, Hector G. Osteología: relevancia de conceptos médicos en el ámbito odontológico. Rev Clin Periodoncia Implantol Rehabil Oral 2015; 8(1):83-92.
15. Ferro MB, Gómez M. Fundamentos de la odontología: periodoncia. 2nd ed. Bogotá (COL): Javegraf Pontificia Universidad Javeriana; 2007.
16. Romero ME, Velos C, Krupp S. Evaluación de la calidad del hueso en sitios de implantes dentales con tomografía computarizada. Acta Odontológica Venezolana 2016; 54(2).
17. Mish C.E. Dental implant prosthetics. 2nd ed. Missouri (US): Elsevier; 2015.
18. Albrektsson T, Wennerberg A. On osseointegration in relation to implant surfaces. Clin Implant Dent Relat Res 2019; 21:4-7.
19. Costantino A. Caracterización nanométricas de superficies lisas, ácido grabadas y anodizadas de titanio mediante microscopía de fuerza atómica (AFM) para aplicación en implantología odontológica [tesis de magister]. La Plata(ARG): Universidad Nacional de la Plata; 2015.
20. Lopez Martin de Blas F. Estudio de la osteointegración y posibles alteraciones provocadas por el empleo de implantes dentales en hueso inmaduro. Estudio experimental en minipigs [tesis doctoral]. Madrid(ESP): Universidad Complutense de Madrid; 2016.
21. Trindade R, Albrektsson T, et al. Osseointegration and foreign body reaction: titanium implants activate the immune system and supress bone resorption during the first 4 weeks after implantation. Clin Implant Dentistry and relat Res 2017; 20(1):82-91.

22. Abraham CM. A brief historical erspective on dental implants, their surface coatings and treatments. *Open Den J* 2014; 16(8):50-5.
23. Guillaume B. Dental implant: a review. *Morphologie* 2016; 100(331):189-98.
24. Buser D, Sennerby L, De Bruyn H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open question. *Periodontology 2000* 2017; 73:7-21.
25. Carro Franco B. Análisis de la estética y remodelación ósea en implantes post-extracción rehabilitados de manera inmediata con coronas unitarias atornilladas: estudio clínico retrospectivo a 5 años [tesis doctoral]. Madrid(ESP): Universidad Complutense de Madrid; 2018.
26. Rivera RR. Historia de la implantología y la oseointegración, antes y después de branemark. *Rev Estomatol Herediana* 2013; 23(1):39-43.
27. Braganca K, Monsalve G, et al. La biología de los implantes post extracción. *Avances en Odontoestomatología* 2018; 34(3):131-9.
28. Wang Y, Zhang Y, Miron. RJ. Health, maintenance, and recovery of soft tissues around implants. *Clin Implant Dentistry and Relat Res* 2015; 18(3):618-34.
29. García Perez A, Cuadrado De Vicente L. Consideraciones clínicas sobre la mucosa queratinizada periimplantaria. *Gaceta Dental* 2009; 199:204-208.
30. Venegas J, Landinez N, Garzon D. Mecanobiología de la interfase hueso-implante dental. *Revista Cubana de Estomatología* 2010; 47(1):14-36.
31. Davies J. Understanding peri-implant endosseous healing. *Journal of Dental Education* 2003; 67(8):932-49.
32. Ingber DE. Mechanochemical basis of cell and tissue regulation. *Mech Chem Biosyst* 2004; 1(1): 53-68.
33. Muelas Jiménez MI. Estudio comparativo del tipo de carga en la supervivencia de los implantes dentales [tesis doctoral]. Granada(ESP): Universidad de Granada; 2016.
34. Alvarez C, Carrillo J. Materiales usados en la implantología oral y sus tratamientos de superficies. *Gaceta Dental* 2009; 205:114-22.
35. Mendoza Arnau A. Caracterización topográfica de implantes de uso comercial [tesis doctoral]. Granada(ESP): Universidad de Granada; 2016.
36. Smeets R, Stadlinger B, Schwartz F, et al. Impact of implant dental surface modifications on osseointegration. *BioMed Research International* 2016; 1-16.
37. Annunziata M, Guida L. The effect of titanium surface modifications on dental implant osseointegration. *Front Oral Biol* 2015; 17:62-77.
38. Jokstad A, Gussgard A, Fava J, et al. Benchmarking outcomes in implant prosthodontics: partial fixeddental prostheses and crowns supported by implants with a turned surface over 10 to 28 years at the university of toronto. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2017; 32(4):880-92.
39. Sartoretto S, Alves A. Early osseointegration driven by the surface chemistry and wettability of dental implants. *J Appl Oral Sci* 2015; 23(3):279-89.
40. Rupp F, Liang L, Geis-Gerstorfer J, Scheideler L, Hüttig F. Surface characteristics of dental implants: a review. *Dent Mater* 2018; 34(1):40-57A
41. Luque Millán FJ, Ortiz García I, Matos Garrido N. et al. La evaluación topográfica de las superficies de los implantes de titanio. *Av Odontoestomatol* 2018; 34(3):121-29.
42. Gaviria L, Salcido J, Guda T, et al. Current trends in dental implants. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg* 2014; 40(2):50-60.
43. Gehrke SA, Zizzari VL. Relationship between the surface energy and the histologic results of different titanium surface. *J Craniofac Surg* 2014; 25(3):883-67.
44. Patil P, Bhongade M. Dental implant surface modifications: a review. *J Dent Med Sci* 2016; 15(10):132-41.
45. Fouziya B, Uthappa M, Deepthi A, et al. Surface modifications of titanium implants – the new, the old and the never heard of options. *Journal of Advanced Clinical and Research Insights* 2016; 3(6):215-9.

46. Buser D, Simone FM, et al. 10-year survival and success rates of 511 titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a retrospective study in 303 partially edentulous patients. *Clinical Implant Dentistry and related research* 2012; 14(6):839-51.
47. He-Kyong K, Tien-Min C, Dechow P, et al. Laser-treated stainless steel mini-screw implants: 3D surface roughness, bone-implant contact, and fracture resistance analysis. *Eur J Orthod* 2015; 38(2):154-62.
48. Jemat A, Ghazzali M, et al. Surface modifications and their effects on titanium dental implants. *BioMed Research International* 2015; 2015(6):1-11.
49. Albertini M, Fernández-Yague M. Advances in surfaces and osseointegration in implantology, biomimetic surface. *Med Oral Patol Oral Cir Buca* 2015; 20(3):316-25.
50. Kaluderovic M, Schreckenbach J, Graf HL. Plasma-electrochemical deposition of porous zirconia of titanium-based dental material and in vitro interactions with primary osteoblast cells. *Journal of Biomaterials Applications* 2015; 30(6):711-21.
51. Peón E, Dominguez C, Helen P, et al. Deposición sol-gel de hidroxiapatita bioactiva sobre titanio poroso. *Rev Cubana Invest Bioméd* 2017; 36(1):1-11.
52. Blanco López P, Monsalve Guil L, et al. La oseointegración de implantes de titanio con diferentes superficies rugosas. [Internet] 2018 [citado 11 junio 2020]. Disponible en: URL: http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0213-12852018000300005&lng=es
53. Choi JY, Sim JH, Yeo IL. Characteristics of contact and distance osteogenesis around modified implant surfaces in rabbit tibiae. *J Periodontal Implant Sci* 2017; 47(3):182-92.
54. Yeo I. Modifications of dental implant surfaces at the micro- and nano-level for enhanced osseointegration. *Materials (Basel)* 2019; 13(1):89.
55. Velasco E, Monsalve-Guil L, et al. Importance of the roughness and residual stresses of dental implants on fatigue and osseointegration behavior. In vivo study in rabbits. *J Oral Impl* 2016; 42(6):469-76.
56. Von Salis-Soglio M, Stubinger S, Sidler M, et al. A novel multi-phosphanate surface treatment of titanium dental implants: a study in sheep. *J Funct Biomater* 2014; 14(5):135-57.
57. Alcalde Carrera L. Tiempo y calidad de oseointegración entre superficies hidrofílicas y superficies [monografía para obtener el título de especialista en implantología]. Curitiba(BRA): Faculdade ILAPEO; 2017.
58. Huang MS, Chen LK, Ou KL, Cheng HY, Wang CS. Rapid osseointegration of titanium implant with innovative nanoporous surface modification: animal model and clinical trial. *Implant Dent* 2015;24(4):441-7.
59. Gerardo Becerra-Santos, Natalia Becerra Moreno. Consideraciones clínicas de los implantes en áreas posteriores. *Revista CES Odontología* 2014; 27(1).