



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO**

---

---



**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**IMPORTANCIA DE LA OSEOINTEGRACIÓN EN LA  
ESTABILIDAD PRIMARIA PARA UNA EXITOSA COLOCACIÓN  
DE IMPLANTES.**

**T E S I N A**

**CIRUJANA DENTISTA**

**P R E S E N T A:**

**MAYRA NOEMI HERNÁNDEZ SALINAS**

**TUTORA: Esp. MARÍA CONCEPCIÓN ÁLVAREZ GARCÍA**

Cd. Mx.

2019



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

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

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

## ÍNDICE

<b>INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>6</b>
<b>OBJETIVO .....</b>	<b>8</b>
<b>CAPÍTULO 1 GENERALIDADES</b>	
1.1 Hueso.....	9
1.1.1 Tipos de hueso.....	11
1.2. Oseointegración.....	14
1.2.1 Tres fases de la oseointegración.....	20
1.3 Estabilidad primaria.....	22
1.3.1 Obtención de la estabilidad primaria.....	25
<b>CAPÍTULO 2 ETAPAS BIOLÓGICAS DE LA CICATRIZACIÓN EN LA INTERFACE HUESO IMPLANTE DENTAL</b>	
2.1 Etapas biológicas de la cicatrización.....	27
2.1.1 Sangrado y coagulación.....	28
2.1.2 Fibrinólisis.....	31
2.1.3 Fibroplasia y Angiogénesis.....	33
2.1.4 Formación de nueva matriz ósea.....	36
<b>CAPÍTULO 3 IMPLANTES DENTALES</b>	
3.1 Implantes dentales.....	44
3.2 Biomateriales en los implantes.....	46
3.2.1 Titanio.....	48
3.2.2 Capa de óxido.....	50

3.2.3	Capa de proteoglicanos y filamentos de colágena.....	51
3.3	Superficies de titanio pasivadas.....	52
3.3.1	Superficie de sinterización de esferas.....	53
3.3.2	Superficies de implantes tratadas mediante ácidos.....	53
3.3.3	Superficies tratadas mediante shot blasting .....	54
3.3.4	Superficies de hidroxiapatita o titanio.....	54
3.3.5	Método termoquímico.....	55
3.4	Tipos de estructuras en los implantes .....	57
3.4.1	Implantes roscados.....	59
3.4.2	Implantes lisos.....	60
3.4.3	Implantes anatómicos.....	60

#### **CAPÍTULO 4 IMPLANTES OSEOINTEGRADOS**

4.1	Factores para el éxito en la oseointegración.....	62
4.2	Oseointegración de los materiales bioactivos.....	67
4.3	Oseointegración de los implantes roscados.....	70
4.4	Oseointegración de los implantes actualmente .....	73

<b>CONCLUSIONES</b> .....	78
---------------------------	----

<b>REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	80
---	----

A Dios, por ser mi guía a lo largo de este camino, ayudándome a vencer mis miedos y creer en mi capacidad de lograr cada meta que me proponga.

Desde que decidí emprender este proyecto en mi vida reconozco que sin su ayuda no hubiera podido llegar hasta el lugar en donde estoy.

Estoy infinitamente agradecida con Dios y con todas las personas que siempre estuvieron apoyándome y guiando mi vida por el camino correcto, porque a pesar de todos los obstáculos que se me presentaron, siempre pude aprender de ello y salir victoriosa.

A mis padres, Jaime Gerardo Hernández y Salinas Martínez Gabriela, que con su esfuerzo y ejemplo me han acompañado a lo largo de mi vida estudiantil, llenándome de sabios consejos para nunca abandonar mis sueños. Siempre me brindaron su apoyo incondicional, incluso aunque no lo mereciera.

A mis padres y a mi hermana menor por ser parte de mis risas y momentos más felices y reconfortantes a lo largo de mi carrera.

Al Sargento Matute, ya que por su disciplina y tenacidad he logrado sobresalir y mantenerme firme en mi carrera profesional, gracias a su esfuerzo día con día pudo sacar adelante mis estudios. Enseñándome a ser una mujer de valores y principios poniéndome el ejemplo propio y por crearme buenos hábitos para toda la vida.

A mi mejor amigo Martin Mercado Pérez, gracias por todas las experiencias vividas dentro y fuera de las aulas. Me has brindado una amistad leal y sincera, espero seguir haciendo crecer aún más nuestra amistad, y ser colegas toda la vida.

A cada una de las personas que fueron mis pacientes durante la carrera, por brindarme su confianza y poner su salud en mis manos.

A la Universidad Nacional Autónoma de México y a mis maestros de esta honorable facultad de odontología por abrirme sus puertas y darme la oportunidad de aprender en sus aulas.

A mis maestros por sus enseñanzas y motivación, especialmente agradezco a mi tutora Esp. María Concepción Álvarez García por su paciencia, tiempo y dedicación durante el desarrollo de esta tesina.



## INTRODUCCIÓN

La conexión directa estructural y funcional entre el hueso vivo, ordenado y la superficie del implante, llamada oseointegración, fue descrita por primera vez por Branemark y su equipo siendo uno de los avances científicos más significativos en la odontología durante los últimos años.

Se pensaba que existía una aposición de hueso sobre la superficie del implante y autores como Schroeder y cols. Denominaban a esta unión como “anquilosis funcional”. Esto podría compararse con la curación de una fractura ósea en la que los fragmentos sueldan unos con otros sin la interposición de tejido fibroso, pero con una gran diferencia: que aquí no existe unión hueso-hueso, si no hueso-superficie del implante, un material totalmente extraño al cuerpo humano.

La oseointegración es un anclaje directo de un implante mediante la formación de tejido óseo alrededor del implante sin el crecimiento de tejido fibroso en la interfaz hueso-implante, lográndose mediante la fijación rígida clínicamente asintomática del material aloplástico y manteniéndose en el hueso durante una carga funcional, dando como resultado una serie de reacciones que llevándose a cabo de forma adecuada conforman un proceso llamado oseointegración, y junto con el establecimiento de la estabilidad primaria, una exitosa rehabilitación protésica.

La primera etapa en la osteointegración de los implantes dentales se denomina estabilidad primaria y está relacionada con el anclaje mecánico, el diseño de los implantes y la estructura ósea.



La estabilidad primaria del implante se considera como el resultado de una exitosa oseointegración, ya que en conjunto con ciertos factores como son: una adecuada interacción entre la respuesta inmune del paciente, un adecuado procedimiento de inserción y manejo de tejidos, haber evaluado las características fisiológicas del hueso receptor, tomar en cuenta los factores mecánicos del implante y su superficie y por último la acción de las fuerzas mecánicas sobre el hueso y el implante, darán como resultado el establecimiento de una adecuada estabilidad primaria.

Los implantes dentales endoóseos (con morfología externa que recuerda a las raíces) deben reunir una serie de características fisicoquímicas en cuanto a biocompatibilidad, estabilidad química, rigidez y elasticidad para favorecer su integración ósea y permitir la carga funcional, así como revestir la superficie del implante modificando su rugosidad para intensificar la unión del implante al hueso, dando lugar a respuestas diferentes respecto a la calidad de la oseointegración.



## OBJETIVO

Describir los factores que influyen en la estabilidad primaria a través de la oseointegración para una conexión directa estructural y funcional entre el hueso receptor y el implante dental de una manera exitosa.



## CAPÍTULO I GENERALIDADES

Conocer la biología del hueso es importante para tener una planeación de la cirugía, pues es el tejido que va a ser el lecho receptor del implante, conocer la cantidad en profundidad (lo cual condiciona la longitud de los implantes) y la calidad del hueso receptor del paciente (para la selección de la superficie del implante).

La oseointegración es la conexión firme, estable y duradera entre un implante sujeto a carga y el hueso que lo rodea, esto está sujeto a la aceptación por parte de los tejidos vivos.

Esta interface hueso-implante se caracteriza por las propiedades favorables al crecimiento y formación de nuevo hueso alveolar en su superficie, lo que permitirá distribuir adecuadamente, las cargas mecánicas, ejercidas durante la masticación gracias a una adecuada estabilidad primaria.

### 1.1 Hueso

El hueso en general es un tipo de tejido conectivo caracterizado por su matriz extracelular mineralizada, a su vez la matriz está formada por fibras de colágeno, iones de calcio y fosfato, y proteoglicanos que son depositados en forma de hidroxiapatita y glicoproteínas.

Su composición permite que el hueso soporte cargas, brinde protección contra cargas externas a órganos sensibles como el cerebro y la médula espinal, y proporcione la reserva corporal de minerales involucrados en los procesos homeostáticos. Debido al uso de estas reservas minerales y a la presencia de cargas externas, el hueso se encuentra en una constante dinámica de crecimiento, resorción y deposición.<sup>1</sup>



Existen cuatro tipos distintos de células en el tejido óseo:

- Las células Osteoprogenitoras son células madre no especializadas derivadas de la mesénquima con capacidad de división
- Los Osteoblastos son las células formadoras de hueso y responsables de sintetizar el colágeno y la sustancia fundamental ósea para formar la matriz del tejido óseo e iniciar el proceso de la calcificación
- Los Osteocitos son las células maduras que constituyen el principal tipo celular del tejido óseo
- Los Osteoclastos son las células responsables de la resorción de la matriz ósea y las encargadas de eliminar hueso.<sup>2</sup>

El hueso alveolar forma parte del periodonto siendo un conjunto de estructuras que rodean y dan soporte al diente, conformado por la encía, el ligamento periodontal y el cemento, que a su vez este hueso alveolar está formado por dos estructuras: el proceso alveolar y la cortical alveolar.<sup>3</sup>

Una lesión en el hueso alveolar, como la producida por la inserción de un implante dental, se recupera siguiendo las etapas del proceso de cicatrización del hueso intramembranoso, sin embargo, en la planeación se deben tener en cuenta aspectos generales, entre los cuales se encuentran la edad del paciente, el historial de posibles enfermedades óseas, el volumen de hueso necesario para que el implante sea exitoso conforme a las dimensiones anatómicas del maxilar del paciente, los espacios de maniobrabilidad que dispone el cirujano para la inserción del implante, y la posición y dirección que por estética el implante dental debe tener respecto a los dientes remanentes y al maxilar.<sup>4</sup>



### 1.1.1 Tipos de hueso

El hueso alveolar junto con el cemento radicular y la membrana periodontal, constituye el aparato de fijación de los dientes, cuya función principal es distribuir y reabsorber las fuerzas generadas por la masticación y otros contactos dentales.

Las características de la lesión causada en el hueso alveolar como consecuencia del procedimiento quirúrgico de inserción del implante dental determinan la viabilidad del proceso de cicatrización y del nuevo hueso. Estas características están en relación directa con la calidad del hueso y con el procedimiento quirúrgico utilizado, se denomina calidad de hueso a la relación de cantidad existente entre la proporción de hueso cortical de la cortical alveolar y la proporción de hueso trabecular del proceso alveolar.<sup>4</sup>

Un hueso con calidad tipo 1 es predominantemente cortical, mientras que un hueso con calidad tipo 4 es predominantemente trabecular, por ejemplo, debido a la mayor densidad y menor porosidad del hueso cortical, las calidades de hueso tipo 1 y tipo 2 presentan mayor estabilidad y mayor anclaje tras la inserción del implante dental.

Sin embargo, por su cercanía con la médula ósea y el tejido hematopoyético, el hueso trabecular requiere un menor tiempo de cicatrización respecto al hueso cortical, y de acuerdo a esto puede entonces resultar más conveniente que el sitio de implantación tenga una calidad de hueso tipo 3 o tipo 4.

Esta dualidad entre estabilidad y tiempo de cicatrización ha permitido la aparición de nuevas técnicas de fabricación de implantes dentales y nuevos protocolos de inserción que mejoran la tasa y velocidad de cicatrización, con lo cual se impulsa el diseño de implantes oseointegrables destinados a ser usados en zonas con hueso mayoritariamente trabecular.<sup>3</sup>



El hueso cortical, se trata de un hueso laminar denso y duro mientras que el hueso esponjoso, se trata de un hueso trabecular menos duro y denso, éste tipo de hueso no es estable para la fijación primaria por lo que es más largo el tiempo de oseointegración.<sup>5</sup>

Según la clasificación de calidad ósea propuesta por Lekholm y Zarb en 1985, hay regiones diferentes en la mandíbula y en la maxila que muestran diferentes propiedades mecánicas. <sup>5</sup> Figura 1

- La calidad 1 es constituida por hueso compacto homogéneo
- La calidad 2 presenta una gruesa capa cortical rodeando al hueso trabecular denso.
- La calidad 3 tiene una fina capa de hueso cortical rodeando al hueso trabecular de resistencia favorable.
- La calidad 4 muestra una fina capa de hueso cortical rodeando un núcleo de hueso trabecular de baja densidad con volumen de médula ósea pequeño.<sup>6</sup>

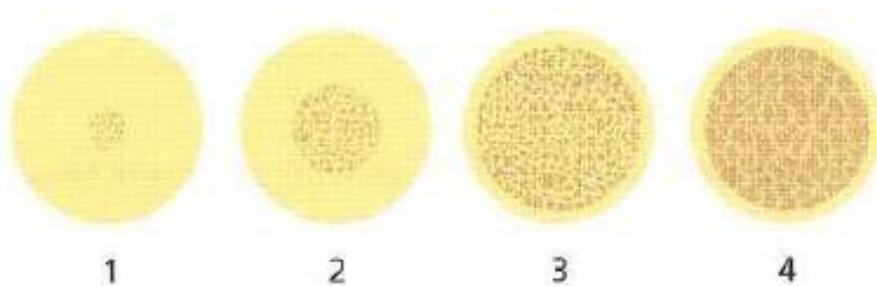


Figura 1 Según la clasificación de calidad ósea propuesta por Lekholm y Zarb en 1985. <sup>3</sup>

Según la clasificación propuesta por Norton y Gamble tomando en cuenta los rangos cuantitativos al ser aplicados a la calidad de hueso según Lekholm y Zarb el hueso tipo 1 se encuentra en la mandíbula anterior, el hueso tipo 2 y 3 en la mandíbula posterior y maxilar anterior, y el hueso tipo 4 en el maxilar posterior.<sup>6</sup> Figura 2

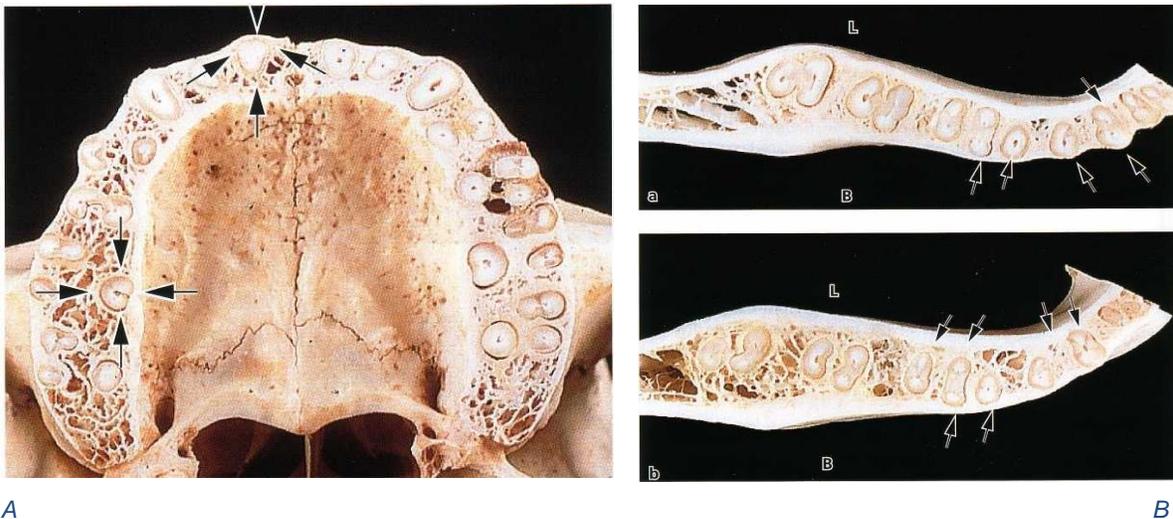


Figura 2 Ilustra una sección transversal a través del proceso alveolar del maxilar(A) y mandíbula(B) en el nivel medio de los dientes. Las paredes de las cavidades están recubiertas por hueso cortical (flechas) y el área entre las cavidades y entre las paredes óseas de la mandíbula compacta está ocupada por hueso esponjoso, ocupando la mayor parte de los septos interdientales.<sup>4</sup>

En la región anterior de la mandíbula donde normalmente existe hueso tipo 1, es altamente previsible, independientemente del modelo del implante o el tratamiento superficial y tipo de prótesis, la rehabilitación inmediata de los implantes instalados.

El tejido óseo cortical muestra mayor absorción de fuerzas y mayor capacidad para resistir a las cargas, mientras que el hueso medular posee mayor capacidad de disipar las fuerzas y menor resistencia, debido a esas características biomecánicas es extremadamente necesario el anclaje máximo del implante en la cortical ósea, optimizando la estabilidad primaria de los implantes y aumentando las posibilidades de éxito del proceso de oseointegración.<sup>5</sup> Figura 3

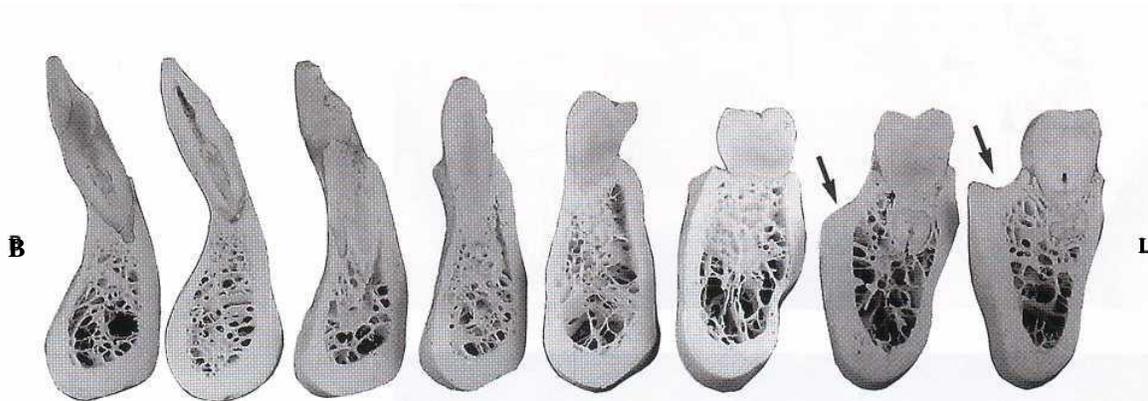


Figura 3 Se observa el hueso en las regiones incisivas y premolares, la placa ósea en los aspectos bucales y linguales del proceso alveolar de los dientes, es mucho más delgada en el grosor de una región a otra.<sup>4</sup>

## 1.2 Oseointegración

En la década de los años 60 Branemark introdujo el término Oseointegración para referirse a la aceptación y anclaje de piezas de titanio colocadas en el hueso maxilar, introdujo este término, sugiriendo la ortografía "oseointegración" en lugar de "osteointegración", tomando la ortografía original para este trabajo. <sup>7,8</sup>

La palabra "integración" deriva del latín, así como el prefijo óseo-, y el prefijo osteo- deriva del griego.<sup>9</sup>

Branemark ha declarado que la Oseointegración en la teoría y la práctica se define como la coexistencia estructural y funcional continua, de manera simbiótica, entre tejidos biológicos diferenciados, adecuadamente remodelados y componentes sintéticos definidos y controlados, que proporcionan funciones clínicas específicas duraderas sin inicio de rechazo. Esto implica un rígido control de calidad para el implante y absolutamente necesario contar con cirujanos capacitados en técnicas apropiadas para que los procedimientos de Oseointegración tengan éxito. <sup>7</sup>



La Oseointegración es la conexión funcional y estructural directa entre el hueso vivo y la superficie de un implante endóseo cargado funcionalmente; se produce una unión mecánica directa y estable, sin interposición de tejido conectivo, identificable con microscopio óptico, por tanto, no hay movilidad.<sup>10</sup> Figura 4

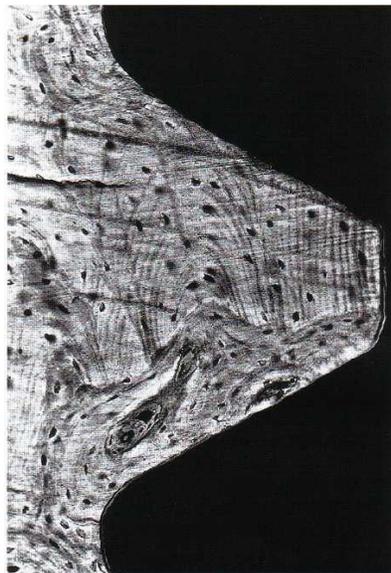


Figura 4 La osteointegración representa una conexión directa entre el hueso y el implante sin capas de tejido blando interpuestas.<sup>4</sup>

Albrektsson y Zarb en la conferencia de Toronto sobre oseointegración en el año 1982, la definen en un concepto más clínico como “un proceso en el que se consigue que una fijación rígida de materiales aloplásticos esté clínicamente asintomática y mantenida en el hueso en presencia de carga funcional.”<sup>11</sup>



Ahora se dice que un implante se considera osteointegrado cuando no hay un movimiento relativo progresivo entre el implante y el hueso con el que tiene contacto directo. Esto significa que en la oseointegración hay un mecanismo de anclaje por el cual los componentes no vitales se pueden incorporar de manera confiable y predecible en el hueso vivo y que este anclaje puede persistir en todas las condiciones normales de carga.

En la colocación de un implante dental se crea en el hueso una zona de unión entre la superficie del biomaterial del implante y el hueso circundante denominada interfase hueso-implante dental, esta formación de nueva matriz ósea en esta interfase crea una conexión firme y duradera entre el hueso y el implante denominado proceso de oseointegración.

Para que suceda la formación de hueso, esta reacción está sujeta a los fenómenos de migración, proliferación y diferenciación celular que suceden en la interfase hueso-implante dental .<sup>3</sup> Figura 5

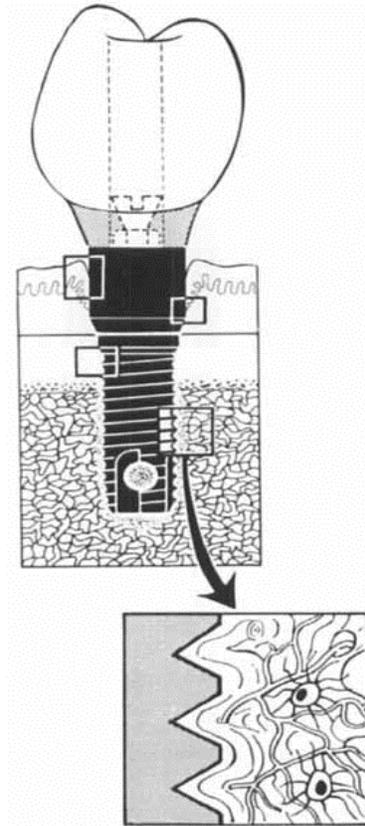


Figura 5 Un implante de titanio in situ. Las muestras se aseguraron desde la zona de interfaz entre el implante y la médula, el hueso cortical y los tejidos blandos. El análisis se realizó utilizando un equipo de rayos X de dispersión de energía EDAX en un microscopio electrónico de barrido Jeol JSM-35.<sup>12</sup>

Para que haya una adecuada oseointegración se debe presentar la aceptación por parte de los tejidos vivos al implante sin que se presente la formación de tejido fibroso en la interfase hueso-implante y sin la presencia de síntomas de inflamación severa, tomando en cuenta una adecuada selección del implante que en conjunto con un procedimiento de inserción adecuado determinan buena parte de las características de estabilidad y anclaje del hueso circundante así como, el éxito de la oseointegración de la interfase.



El éxito de la oseointegración depende de la función de dos procesos previos: la osteoinducción y la osteoconducción. La osteoinducción permite la diferenciación de células madre a células osteoprogenitoras que son las encargadas de formar el tejido óseo. La deposición de nuevo hueso por parte de éstas células se conoce como osteogénesis cuyas células osteoprogenitoras alcanzaran la superficie del implante creando 2 tipos de contacto.

Existen dos tipos de osteogénesis, una es a distancia y otra es por contacto. Es decir, la formación de hueso en la región periprotésica tiene dos direcciones: desde la superficie del hueso circundante hacia el implante es osteogénesis por contacto y la osteogénesis a distancia es desde la superficie del implante hacia el hueso circundante.

Durante la osteoconducción las células óseas proliferan y colonizan la superficie del implante. La adecuada formación y viabilidad del hueso (presencia de osteocitos) alrededor del implante permite que exista una exitosa oseointegración en la interfase hueso-implante sobre una superficie de material bioactivo, éstos procesos se explicaran a detalle más adelante<sup>3</sup>.

La oseointegración hace posible la realidad de un implante dental, por lo que no debe existir interposición de tejido conectivo u otra cosa que no sea tejido óseo, en sí debe existir una conexión directa, estructural y funcional entre el hueso vivo bien organizado y la superficie del sustituto dental implantado que será capaz de absorber las fuerzas provenientes de las funciones propias del sistema estomatognático.<sup>13</sup>



Albrektsson presentó una serie de factores que deben ser controlados para lograr la oseointegración. <sup>14</sup> Estos son:

- Biocompatibilidad.
- Diseño del implante.
- Superficie del implante.
- Estado del lecho receptor.
- Técnica quirúrgica.
- Cargas aplicadas.

En un estudio en 1981 Albrektsson T , Branemark PI , Hansson HA , Lindström J colocaron 2895 implantes cilíndricos de titanio con roscas, en donde se observó la zona de interfaz entre el hueso y el implante mediante rayos X, SEM (microscopía electrónica de barrido), TEM (microscopio electrónico de transmisión) e histología.

El estudio SEM mostró una relación espacial muy estrecha entre el titanio y el hueso. El patrón del anclaje de los filamentos de colágeno al titanio parecía ser similar al de las fibras de Sharpey que son haces de fibras de colágeno conectadas muy fuertemente al periostio del hueso. No se observaron productos de desgaste en el hueso ni en los tejidos blandos a pesar de los tiempos de carga del implante hasta 90 meses después.<sup>12</sup>

Los tejidos blandos se adhirieron estrechamente al implante de titanio, formando así un sello biológico, evitando la infiltración de microorganismos a lo largo del implante.

Se analizó una interfaz intacta del implante óseo mediante TEM, revelando un contacto directo entre la interfaz hueso y el implante, lo que sugiere la posibilidad de una unión química directa entre el hueso y el titanio. Por lo que se concluye que la técnica de oseointegración es un tipo confiable de anclaje óseo sin cemento para sustitutos permanentes de tejido protésico. <sup>12</sup>



### 1.2.1 Tres fases de la oseointegración

Según la Academia Americana de Periodoncia, la oseointegración es la relación directa a nivel microscópico entre el hueso y la superficie del implante por lo que, para lograr este proceso biológico de la oseointegración deben ocurrir 3 fases:

- Fase osteolítica, en donde se observa una respuesta inflamatoria generalizada y en la cual se liberan numerosas cantidades de citocinas que regulan la producción de moléculas de adhesión y alteran la proliferación celular regulando el metabolismo óseo. En la primera semana se observa migración de osteoblastos provenientes del endostio del hueso trabecular.<sup>14</sup>

La osteoinducción o fase osteolítica es el proceso por el cual se induce la osteogénesis siendo un fenómeno visto en cualquier tipo de curación ósea, este proceso implica el reclutamiento de células inmaduras y su estimulación de estas células para convertirse en pre osteoblastos. En el hueso la mayoría de la curación ósea depende de la osteoinducción.<sup>8</sup>

- Fase osteoconductiva, se observan células óseas alrededor del implante; se forma un callo fibrocartilaginoso que eventualmente es remodelado por un callo óseo, esto observándose a los tres meses.<sup>14</sup>

La osteoconducción significa que el hueso crece sobre una superficie. Una superficie osteoconductiva es aquella que permite crecimiento óseo en su superficie o hacia abajo en poros, canales o tuberías, siendo escasa en los materiales de baja biocompatibilidad como el cobre, la plata y el cemento óseo mostrando poco o nada de osteoconducción.<sup>8</sup>



- La fase osteoadaptativa, la cual se da aproximadamente a los cuatro meses después de la colocación del implante y en la cual se observa una subsecuente remodelación ósea después de exponer y cargar el implante.<sup>14</sup>

Durante la cicatrización ósea en el hueso compacto se observa tejido necrótico avascular, resorción ósea y formación de hueso nuevo, mientras que en el hueso esponjoso se observa formación de hueso medular, por lo que la oseointegración puede ocurrir en una etapa más temprana durante el proceso de cicatrización.<sup>14</sup>

La oseointegración no es un fenómeno aislado, sino que depende de osteoinducciones y osteoconducciones previas.<sup>8</sup>

Dicho en otras palabras, Osteoinducción es la diferenciación de las células Osteoprogenitoras, la Osteogénesis causada tanto por las células osteoprogenitoras que alcanzan la superficie del implante (osteogénesis de contacto, flecha gris) como por las células osteoprogenitoras que proliferan desde el borde del hueso (osteogénesis directa, flechas blancas), En la Osteoconducción se observa la colonización de la superficie del implante, y la presencia de osteocitos alrededor del implante permite que exista una adecuada Oseointegración en la interfase hueso-implante. Figura 6

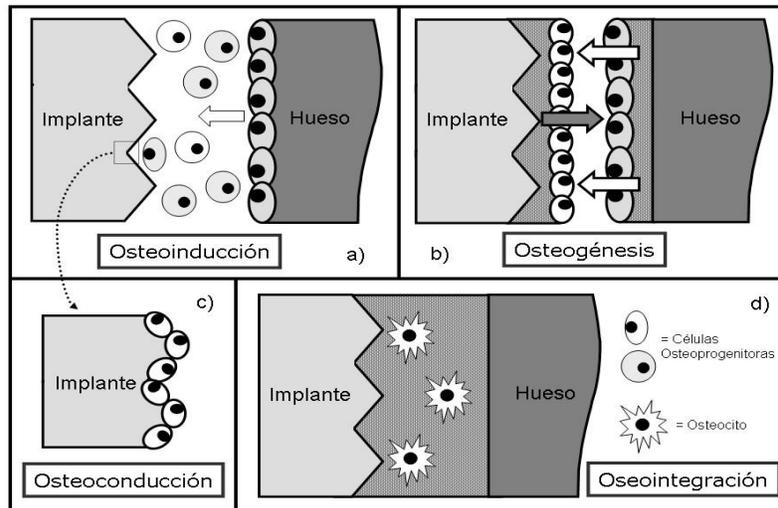


Figura 6 (a) Osteoinducción. (b) Osteogénesis. (c) Osteoconducción. (d) Oseointegración.<sup>3</sup>

### 1.3 Estabilidad primaria

Como ya se mencionó, los requisitos para conseguir la oseointegración incluían entre otros factores, el establecimiento de una estabilidad primaria junto con la ausencia de infección y micro movimientos durante la cicatrización.<sup>15</sup>

La estabilidad primaria se define como la resistencia y rigidez de la unión hueso-implante antes de producirse la oseointegración. Se considera una necesidad mecánica para evitar el micro movimiento inicial en la interfase hueso-implante. Va a depender de tres factores: el diseño del implante, el procedimiento quirúrgico utilizado y de la densidad y dureza del hueso. Figura 7

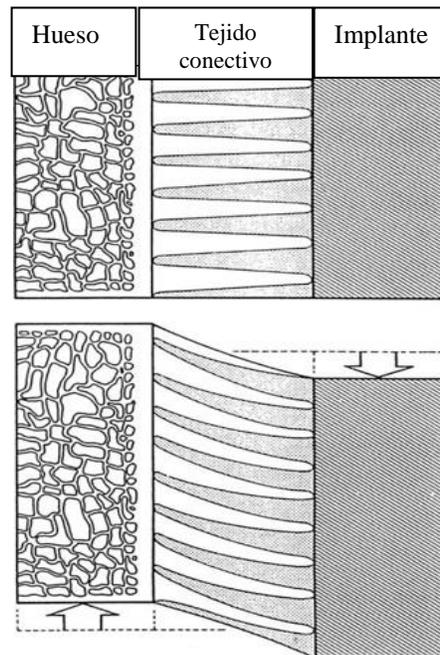


Figura 7 Cuando un implante bajo una carga está protegido por una capa de tejido conectivo y no por hueso se moverá con relación al tejido. Mientras que el implante osteointegrado se mueve con el hueso.<sup>16</sup>

Existe una estabilidad secundaria que es la suma de la estabilidad primaria y la estabilidad conseguida por la aposición ósea durante la cicatrización perimplantaria. Un implante que no tenga una buena estabilidad inicial puede conseguir la oseointegración si el tiempo de cicatrización es suficiente, mientras que una buena estabilidad primaria reduciría el tiempo de cicatrización.<sup>17</sup>

La estabilidad primaria va a estar directamente relacionada con el torque de inserción o fuerza de roscado. En el hueso de baja densidad o tipo IV las tasas de supervivencia son menores en comparación a los otros tipos de hueso.<sup>17</sup>

La cantidad de hueso cortical es responsable de la estabilidad primaria del implante mientras que el hueso medular es responsable de la estabilidad a largo plazo.<sup>6</sup>



La inserción de los implantes en el proceso alveolar origina una serie de fenómenos de la cicatrización que incluye la necrosis y la posterior reabsorción de la zona ósea traumatizada alrededor del cuerpo del implante con la formación de hueso nuevo, mientras el implante no altere su estabilidad primaria por la unión entre su superficie y el hueso circundante, el mantenimiento a largo plazo de esta estabilidad provocará una unión biológica entre este cuerpo extraño y el tejido del huésped.

Para conseguir una estabilidad primaria como requisito para una adecuada inserción de los implantes es que deben exceder de a 3-5 mm, apicalmente, la longitud del alveolo, y el diámetro del implante debe ser mayor que la anchura del alveolo en el caso de implantes post extracción.<sup>15</sup>

La estabilidad del implante es el factor de éxito más importante para la oseointegración. La estabilidad primaria viene determinada principalmente por la densidad ósea, estructura trabecular del hueso, la técnica quirúrgica, el número y diseño de los implantes utilizados y su distribución en la arcada dentaria.<sup>10</sup>

En el campo de la Implantología buco facial está la posibilidad de medir de forma objetiva la estabilidad de los implantes, ya sea durante su inserción o una vez ya que se han osteointegrado.<sup>18</sup>

Los sistemas de medición más extendidos son los que se basan en el análisis de frecuencia de resonancia (mediante el cociente de estabilidad implantaria o Implant Stability Quotient-ISQ) y la medida de la movilidad mediante instrumentos basados en la percusión del implante. Se ha visto que estos métodos son capaces de correlacionar el grado de estabilidad de un implante osteointegrado con un valor numérico, aunque los valores de ISQ son más ajustados. Estos métodos son capaces de determinar el grado de estabilidad implantaria, pero no pueden otorgar un valor predictivo a partir de la cifra obtenida durante la colocación del implante.<sup>18</sup>



Durante mucho tiempo, la única forma de lograr la estabilidad primaria de los implantes en una preparación ósea donde el diámetro fue mayor, ya sea por accidente o posterior a una exodoncia reciente, ha sido la de sustituir el primer implante de titanio por otro de mayor diámetro.

Otra forma es colocar dentro de la preparación, hueso autólogo, heterólogo o hidroxiapatita pulverizados para obtener la fijación primaria del implante.<sup>18</sup>

### **1.3.1 Obtención de la estabilidad primaria**

Para lograr esta oseointegración, es necesario realizar una preparación del lecho óseo de un diámetro tal que permita la colocación de un tornillo de titanio de manera ajustada, con la finalidad de conseguir que el implante quede firmemente anclado al hueso. Sin embargo, algunas preparaciones quirúrgicas en el hueso alveolar pueden quedar con un diámetro mayor al del implante seleccionado en forma previa, dando como consecuencia no obtener la necesaria estabilidad primaria, lo que hace imposible la oseointegración deseada.<sup>13</sup>

Algunas de las acciones que pueden llevar a una preparación de diámetro excesivo en el hueso alveolar son:

- Hueso (clase III y/o IV) excesivamente blando (osteoporosis).
- Exceso de fuerza, al roscar el implante.
- Fresado muy repetido con el micromotor.
- Error en la selección del diámetro del implante y la fresa.



Las soluciones más comunes para resolver estos problemas serían seleccionar un nuevo implante de mayor diámetro o colocar dentro de la preparación, hueso autólogo o hidroxiapatita pulverizados para obtener la fijación primaria del implante y en consecuencia, su oseointegración.<sup>13</sup>

En condiciones normales y de buena calidad ósea, el diámetro de la última fresa utilizada es 0.70 mm menor a el diámetro del implante. Por ejemplo, el diámetro del fondo de la rosca de un implante de 3.75 mm de diámetro, independientemente de la plataforma, es de 3,00 mm y corresponde al diámetro de la última fresa a utilizarse.

De esta forma, cuando el implante se instala, la rosca del implante penetra en el hueso circundante en profundidad de 0,35 mm, haciendo que el implante tenga anclaje y entre en contacto con el hueso tanto en la porción superior como al fondo de la rosca.

En casos de hueso muy corticalizado está indicada la técnica de sobreinstrumentación quirúrgica, con fresas de diámetro 0,15 mm en promedio mayores que el diámetro del fondo de la rosca del implante, en ese caso, no hay un contacto íntimo entre el implante y el fondo de la rosca, como consecuencia resultaría entonces un gap de aproximadamente 0,75 mm a ser rellenado en el proceso de oseointegración y que no perjudica la obtención de la estabilidad primaria.<sup>5</sup>



## **CAPÍTULO 2 ETAPAS BIOLÓGICAS DE LA CICATRIZACIÓN EN LA INTERFACE HUESO IMPLANTE DENTAL**

Al proceso de recuperación del hueso tras una lesión, como es la inserción de un implante dental, se le conoce como proceso de cicatrización ósea, la matriz mineralizada del hueso es expuesta a fluidos extra celulares, una serie de proteínas, enzimas, y factores de crecimiento, son liberados para activar la formación del hueso. Atraídas químicamente las células de la medula ósea y del hueso circundante invaden el sitio proliferando y diferenciándose en células que recuperan anatómica y funcionalmente los tejidos lesionados.

### **2.1 Etapas biológicas de la cicatrización**

Tras una lesión se presenta sangrado sobre los tejidos blandos (encía) y los tejidos duros (hueso alveolar). Este sangrado es el punto de partida de la serie de eventos biológicos que concluyen con la oseointegración, haciendo que la matriz ósea mineralizada se recupere por medio de cuatro etapas:

- Formación del hematoma (sangrado y coagulación)
- Degradación del coágulo y limpieza de la herida (fibrinólisis)
- Formación de tejido granular (fibroplasia y angiogénesis)
- Formación de nueva matriz ósea (modelado óseo) (figura 8)<sup>3</sup>.

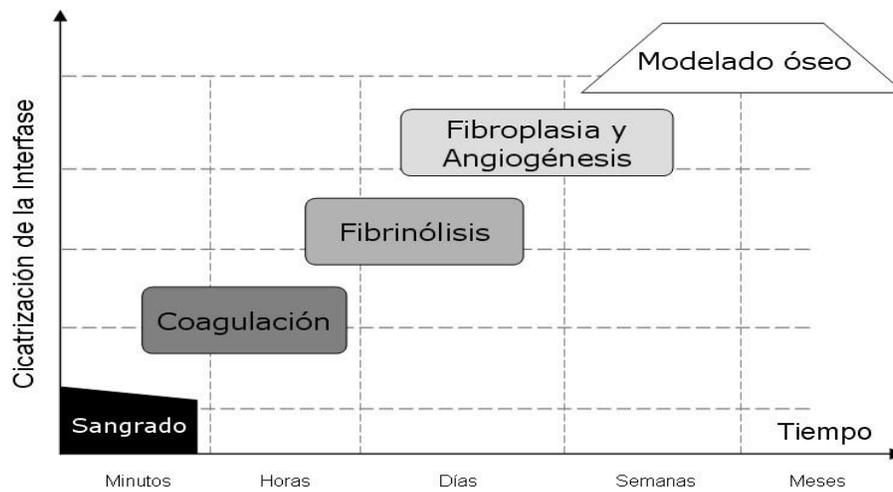


Figura 8 Etapas biológicas de la cicatrización en la interfase hueso-implante dental.

### 2.1.1 Sangrado y coagulación

El punto de partida es el sangrado, que desencadenará la serie de eventos biológicos que concluyen con el proceso de oseointegración en la interfase hueso-implante. El sangrado y la coagulación resumen la respuesta inicial a la lesión y concluyen con la formación del hematoma o coágulo.

La posterior degradación de este coágulo permite la recuperación de las estructuras vasculares y la formación de una nueva red fibrilar de tejido conectivo primario denominado tejido granular, entonces a partir de este tejido granular comienza la migración y diferenciación de las células osteoprogenitoras que finalmente restaurarán la matriz ósea mineralizada.<sup>1</sup>

Algunas características importantes de la herida temprana que ocurren en el hueso durante la preparación del sitio y el ajuste del implante receptor donde se cortaron vasos sanguíneos y se produjo una hemorragia se pueden observar (fig. 9)<sup>4</sup>.



Figura 9 Tornillo sólido ITI que ilustra un implante con tejidos circundantes 24 horas después de la cirugía de instalación.

Durante la inserción de un implante, la sangre conducida por los vasos sanguíneos averiados infiltra al sitio de implantación glóbulos rojos, leucocitos y plaquetas. La función de los glóbulos rojos está más orientada al transporte de oxígeno, siendo los leucocitos y las plaquetas las encargadas de iniciar el proceso de cicatrización.

Los leucocitos o glóbulos blancos son los encargados de iniciar la respuesta inmunológica, mientras que las plaquetas se encargan de detener el flujo de sangre producido tras la lesión.

El fibrinógeno participa activamente en los mecanismos de adhesión celular de las plaquetas teniendo un papel importante durante todo el proceso de coagulación.<sup>1</sup>



En esta primera parte de la cicatrización, se comienza con la constricción de los vasos sanguíneos averiados y la formación de un tapón de plaquetas que detiene el flujo de sangre.

Cuando los vasos sanguíneos son averiados, la sangre es expuesta al ambiente subendotelial rico en colágeno y microfibrillas y las plaquetas liberadas utilizan las glicoproteínas presentes en su citoplasma para adherirse a su nuevo entorno a través de puentes de unión con el factor vWF y el fibrinógeno.

En la superficie de un implante hay un sistema de adhesión de plaquetas de acuerdo a su microtextura en la cual dicha superficie sugiere que los implantes con una topografía superficial rugosa presentan una mayor adhesión que los implantes con topografía superficial lisa.

Las integrinas son proteínas de adhesión que se encuentran en esta capa y permitirán que las células se unan a la superficie del implante, se desplacen sobre él, proliferen y se diferencien.

Tras su adhesión, las plaquetas se activan cambiando de forma y extendiendo sus prolongaciones citoplasmáticas haciendo que incremente la interacción entre ellas y liberando su contenido granular. Esta interacción permite que las plaquetas se acumulen rápidamente en el endotelio de los vasos sanguíneos y formen un tapón que detiene temporalmente el flujo de sangre.

Este tapón temporal de plaquetas es el inicio de una cascada de reacciones químicas que finaliza con la coagulación de la sangre y la formación de un tapón hemostático y a partir de este nuevo tapón hay una conversión del fibrinógeno soluble en el plasma sanguíneo en una proteína insoluble denominada fibrina. <sup>1</sup>



Esta reacción está mediada por una serie de moléculas presentes en la sangre conocidas como factores de coagulación que entre sí convierten la protombina (factor II) en trombina (factor IIa).

La trombina convierte el fibrinógeno en un ensamble de red de fibras insolubles de fibrina. Estas fibras forman un coágulo de fibrina que detiene completamente el flujo de sangre y además protege los tejidos dejados al descubierto tras la inserción del implante.

Aunque la formación del coágulo o hemostasis es crucial en la fase inicial de la cicatrización, su remoción es pertinente para la formación de nuevo tejido. Por lo tanto, alrededor del tercer día después de la inserción del implante, el coágulo comienza a ser destruido por un proceso conocido como fibrinólisis.<sup>1</sup>

### **2.1.2 Fibrinólisis**

La fibrinólisis o degradación del coágulo comienza cuando las células que restauran los tejidos lesionados pueden migrar hacia la superficie del implante, siendo necesaria una ruta para su avance a través de la degradación del coágulo. Esta ruta de avance se obtiene mediante la degradación de las fibras de fibrina en los vasos sanguíneos.

Este proceso, conocido como fibrinólisis, se encarga de retirar el exceso de fibrina presente en los vasos sanguíneos lesionados mediante la acción enzimática de la plasmina.



La plasmina es una proteína presente en el plasma sanguíneo, tiene un papel importante en la reparación del tejido lesionado no sólo porque degrada la fibrina del coágulo, sino porque estimula la activación en las células endoteliales de las metaloproteinasas de la matriz (MMPs).

Las MMPs son una familia de enzimas que degradan los componentes orgánicos insolubles de la matriz extracelular, entre ellos el colágeno, y proporcionan un efecto de diferenciación de células óseas es decir, la activación de las MMPs activa la migración celular, la liberación y activación de factores de crecimiento y la regeneración tisular.

Al tiempo que la plasmina degrada la fibrina de los vasos sanguíneos, aumenta la presencia de neutrófilos y macrófagos que se encargan de eliminar por fagocitosis el tejido necrótico y los productos de desecho en que se transforma la fibrina.

En conjunto, estas células se encargan de la eliminación de bacterias y de la limpieza de la interfase.

Una vez que el tejido de desecho ha sido retirado y la interfase se ha limpiado, los neutrófilos sufren una muerte programada o apoptosis y son removidos por la acción de los macrófagos y finalmente, el hueso lesionado durante el procedimiento de inserción del implante es degradado y fagocitado.<sup>1</sup>

Las siguientes fases del proceso de cicatrización son activadas si se logra limpiar la interfase de todo desecho biológico y se inicia el reclutamiento de células fibrogénicas estimulando la formación de nuevos capilares, lo que da inicio a la formación del tejido granular.<sup>1</sup>



Durante el transcurso de los siguientes días, el coágulo de sangre madurará y se sustituirá por un tejido de granulación, rico en neutrófilos y macrófagos. Los leucocitos comenzarán a descontaminar la herida y, a partir de los espacios medulares del hueso vital periférico, las estructuras vasculares proliferarán en el tejido de granulación recién formado.

Los macrófagos reparadores y las células mesenquimales indiferenciadas aproximadamente una semana después de la inserción del implante se comienza a producir y liberar factores de crecimiento, que estimulan las fibroplasias a través de las cuales se formara un tejido conectivo provisional indiferenciado en las regiones trabales y apicales del sitio del implante.<sup>4</sup>

### **2.1.3 Fibroplasia y Angiogénesis**

Alrededor del cuarto día de cicatrización, un proceso conocido como fibroplasia reemplaza el coágulo de fibrina por una nueva matriz extracelular compuesta en gran medida por nuevos capilares, macrófagos, fibroblastos y tejido conectivo laxo.

Esta nueva matriz facilita la migración de las células Osteoprogenitoras estimuladas por los factores PDGF y TGF- $\beta$  y por el factor de crecimiento de fibroblastos (FGF).

El factor FGF proporciona un efecto mitogénico para los osteoblastos y los fibroblastos localizados en el tejido conectivo circundante y promueve la formación de nuevos vasos sanguíneos.

A medida que el proceso de cicatrización avanza, la matriz provisional de fibrina es reemplazada por una nueva matriz rica en colágeno y fibronectina sintetizada por los fibroblastos que migran dentro de la herida.<sup>1</sup>



Entre el 7-10 día de cicatrización, algunos de los fibroblastos en la herida se transforman en miofibroblastos caracterizados por tener microfilamentos citoplasmáticos de  $\alpha$ -actina de músculo liso que les permite generar las fuerzas contráctiles responsables de la contracción de la herida.

Esta contracción responde a la labor de los fibroblastos de unir los márgenes de una herida para aumentar la rapidez de la cicatrización.

En las etapas finales de la fibroplasia, el número de fibroblastos y miofibroblastos presentes comienza a disminuir por efecto de la apoptosis celular.

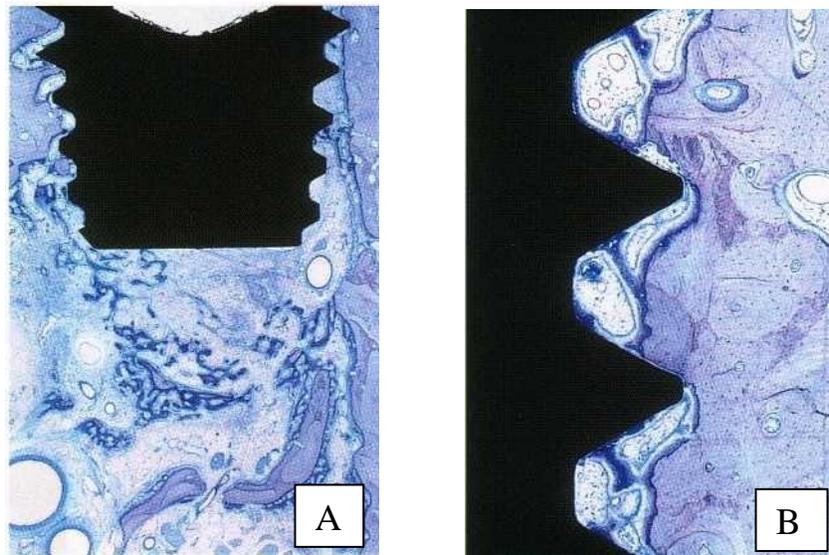
La necesidad del suministro de oxígeno y alimento para los nuevos tejidos, inicia un proceso paralelo a la fibroplasia denominado angiogénesis.

La Angiogénesis permite la formación y crecimiento de vasos sanguíneos a partir de la migración y proliferación de células endoteliales mediante un fenómeno conocido como arteriogénesis, este fenómeno causa la expansión o ramificación de los vasos sanguíneos existentes a partir de la formación de vasos colaterales con los que se recupera el suministro de sangre en la zona de la lesión.

La formación del nuevo capilar comienza con el arribo de las células endoteliales a la zona de degradación, en donde, a partir del extremo del capilar lesionado, crean estructuras tubulares o brotes del capilar existente que luego se dividen en anastomosis que terminan por invadir el área de la lesión.

Finalmente, los nuevos vasos sanguíneos así creados proporcionan el oxígeno y los nutrientes necesarios para el creciente número de células en el nuevo tejido. <sup>1</sup>

Figura 10



Un "sitio de bifurcación" de un implante en forma de tornillo se puede definir como las partes internas de las regiones roscadas del implante que, después de la inserción, están sin contacto con el hueso circundante. En esta etapa, los osteoclastos comenzarán a aparecer en los espacios de la médula ósea más alejados de la superficie del implante, y el hueso necrótico se resecará gradualmente.<sup>4</sup>



#### **2.1.4 Formación de nueva matriz ósea**

Los osteoclastos comenzarán a aparecer en esta etapa en los espacios de la médula ósea más alejados de la superficie del implante, y el hueso necrótico se reabsorberá gradualmente.

El tejido conjuntivo provisional es rico en vasos recién formados, fibroblastos y células mesenquimales indiferenciadas y madurarán gradualmente hasta convertirse en un osteoide desde el cual se formará un hueso (osteones primarios) para llenar el vacío con tejido óseo.

Esta fase de la cicatrización de la herida y la formación de hueso temprana se llama modelado.

Es decir, cuando termina el proceso de recuperación del suministro de sangre, se inicia un proceso de recambio de la matriz provisional de tejido conectivo sintetizada por las células osteoprogenitoras que culmina con la formación de nuevo hueso. Este proceso se conoce como modelado óseo.<sup>4</sup>

Según la teoría de Frost, la inevitable lesión del hueso, la médula y los tejidos blandos desencadena una respuesta de curación por la liberación de factores de crecimiento y la sensibilización de las células (figura 11) <sup>8</sup>.

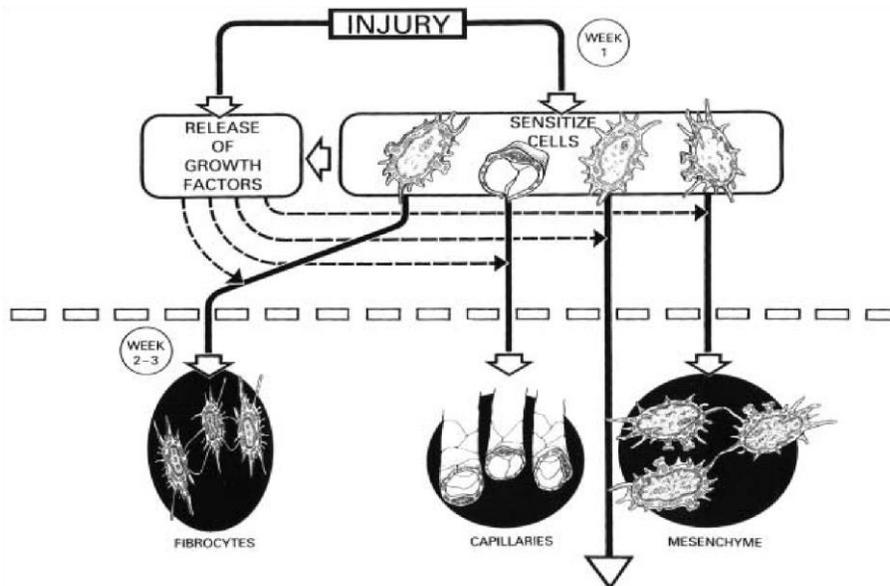


Figura 11 Esta es una respuesta de curación primitiva con estimulación de muchos tipos diferentes de células.

Aunque la recuperación del tejido óseo a lo largo de la nueva estructura vascular inicia unos 21 días después de la lesión, las células osteoprogenitoras comienzan a aparecer desde incluso el tercer día.

Su aparición está asociada a la diferenciación hematopoyética de células madre activada por las proteínas morfogénicas de hueso (BMP) producidas por las células mesenquimales y los fibroblastos.

Se transmite una señal de las BMPs al núcleo de estas células y se activa el genotipo osteogénico, esto conduce a la diferenciación final de los osteoblastos, células encargadas de secretar los compuestos de la nueva matriz ósea y de regular su mineralización.<sup>1</sup>



Durante el proceso de diferenciación de los osteoblastos se pueden distinguir cuatro tipos de células: preosteoblastos, células de recubrimiento, osteoblastos y osteocitos.

Los preosteoblastos, como precursores osteoblásticos, comparten algunas características con los osteoblastos como la actividad enzimática de la fosfatasa alcalina o ALP, una molécula que promueve la formación de cristales minerales en la matriz extracelular.

Las células de recubrimiento con su forma delgada y alargada recubren la superficie del hueso. Los osteocitos son el tipo de células óseas más abundante, aproximadamente en una relación 10 a 1 respecto a los osteoblastos. Proviene de osteoblastos maduros que quedan inmersos en la matriz extracelular mineralizada.

En el proceso de diferenciación, los osteocitos pierden la capacidad de sintetizar matriz ósea pero adquieren otras, entre las que se destacan la homeostasis del calcio en la sangre y el control de la adaptación funcional del hueso.

Al quedar inmersos en la matriz extracelular, los osteocitos adoptan una forma estrellada con extensiones citoplasmáticas en forma de dendritas. Mediante estas extensiones, los osteocitos se conectan entre sí con los osteoblastos.

Estas conexiones crean uniones comunicantes entre el citoplasma de los osteocitos y el citoplasma de los osteoblastos, la función de estas uniones es formar una red de células al interior de la matriz mineralizada que permite la conversión de los estímulos mecánicos externos en señales bioquímicas que controlan la deposición y la resorción del hueso.<sup>1</sup>

La formación de hueso, más conocida como osteogénesis, comienza a partir de las estructuras vasculares. Cuando la deposición alcanza unos 20 mm de altura comienza la mineralización. La mineralización de esta nueva matriz conocida como osteoide ocurre entre 24 y 74 horas después de su formación y se caracteriza por la nucleación de cristales de fosfato cálcico y su conversión en hidroxapatita, principal mineral 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. Finalmente, procesos de deposición y aposición ósea causan el remodelado de la matriz mineralizada que convierte la matriz primaria en una matriz rígida que cumple con las condiciones fisiológicas del hueso. Debido a esto, el proceso completo de osteogénesis y recuperación ósea puede tomar entre 2 y 6 meses.<sup>1</sup> Figura 12

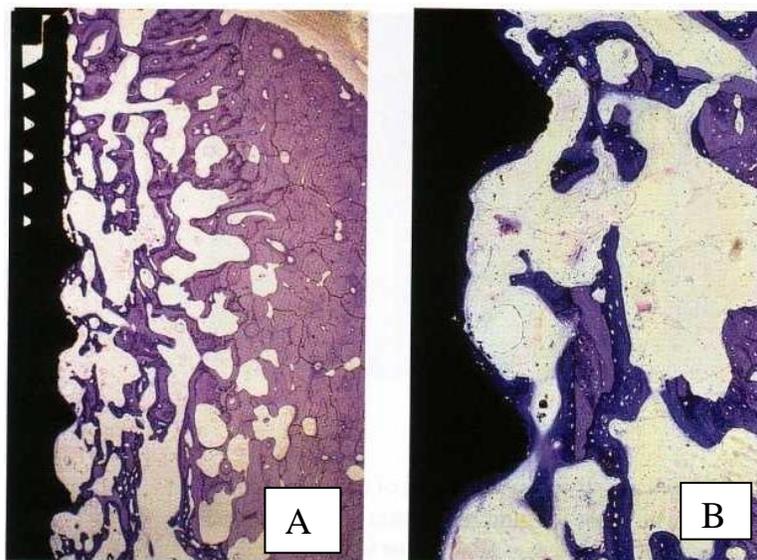


Figura 12 (A) Presenta un sitio del implante después de 4 semanas de cicatrización de la herida. (B) Aumento de la figura, el tejido óseo dentro de las roscas contiene restos de hueso viejo que han sido reemplazados por hueso recién formado.<sup>4</sup>



En el caso de los implantes dentales, tanto la síntesis del nuevo osteoide como su mineralización están relacionadas con la topografía superficial del implante. Los implantes dentales en su superficie deben tener la habilidad de soportar las tensiones ejercidas por las células que migran sobre la red de fibrina y colágeno y que restauran los tejidos lesionados.

Un tratamiento superficial que cree una topografía de este tipo incrementa el área superficial de contacto entre el implante dental y los tejidos en formación e intensifica la absorción de proteínas que estimulan la activación y degranulación de las plaquetas, la formación de la red de fibrina y la migración de las células osteoprogenitoras hacia la superficie del implante.

La formación del osteoide sobre la superficie del implante inicia con deposición de una línea de cementación que corresponde a una capa de matriz mineralizada no colágena que suaviza la superficie rugosa. Esta línea de cementación se invagina, interdigita y entrelaza con la superficie del implante y activa la formación de osteoide colágeno.

Sobre la línea de cementación, los osteoblastos diferenciados continúan formando la nueva matriz que luego es mineralizada. Se ha encontrado que implantes con superficies lisas tienen menor capacidad de retener el nuevo osteoide en comparación con los implantes con tratamientos superficiales, con lo cual, la línea de cementación se convierte en la frontera que asegura la osteointegración entre el biomaterial y el tejido vivo.<sup>1</sup> Figura 13

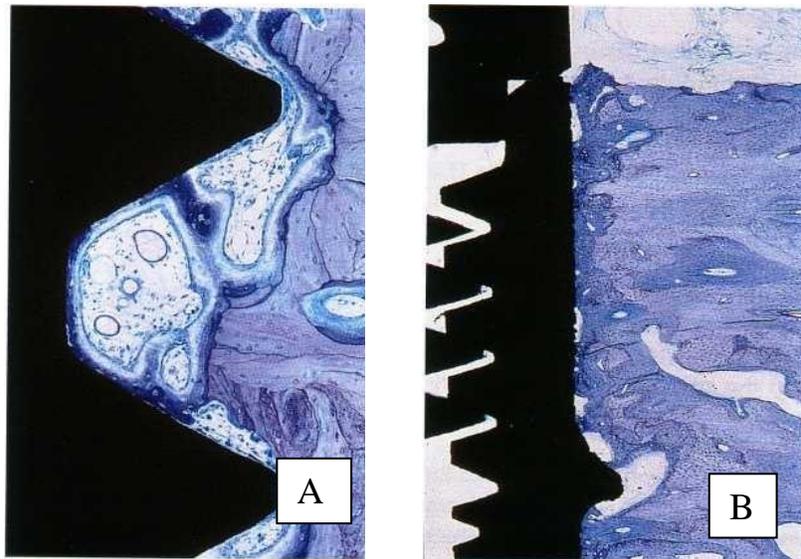


Figura 13 (A) Examen del tejido óseo junto al implante documenta la presencia de las llamadas líneas de cementación. (B) Tornillo sólido que ilustra un sitio 4 meses después de la instalación del implante. El hueso laminar recién formado junto con el implante es continuo con el tejido óseo viejo, ligeramente más teñido. <sup>4</sup>

Con el modelado termina el proceso biológico de cicatrización de la interfase hueso-implante dental, posterior a la fase de modelado es seguida por una fase de remodelación durante la cual este hueso se sustituye por hueso laminar con un buen potencial para asumir y distribuir la carga. La formación de este hueso se realiza mediante un proceso de actividad osteoclástica que se elimina gradualmente y se reemplaza por hueso laminar y médula ósea. <sup>4</sup>



El proceso biológico de la cicatrización se simplifica tomando en cuenta los siguientes puntos:

- Las etapas biológicas de cicatrización de la interfase hueso-implante son eventos secuenciales en una escala de tiempo dividida en minutos, horas, días, semanas y meses.
- La etapa de sangrado se simplifica como la formación del coágulo de fibrina producto de la actividad en conjunto de la trombina y el fibrinógeno.
- La etapa de fibrinólisis es el término de la degradación natural del coágulo, mientras que la fibroplasia y la angiogénesis se simplifican en un único evento que conduce en la síntesis de una nueva matriz de colágeno.
- La formación y recambio de esta matriz de colágeno por el nuevo osteoide está asociado a la presencia de células osteogénicas, habiendo un control de la migración y proliferación celular.
- La adecuada formación de hueso alrededor del implante depende de su topografía y de la creación de la línea de cementación (Figura 14)<sup>1</sup>.

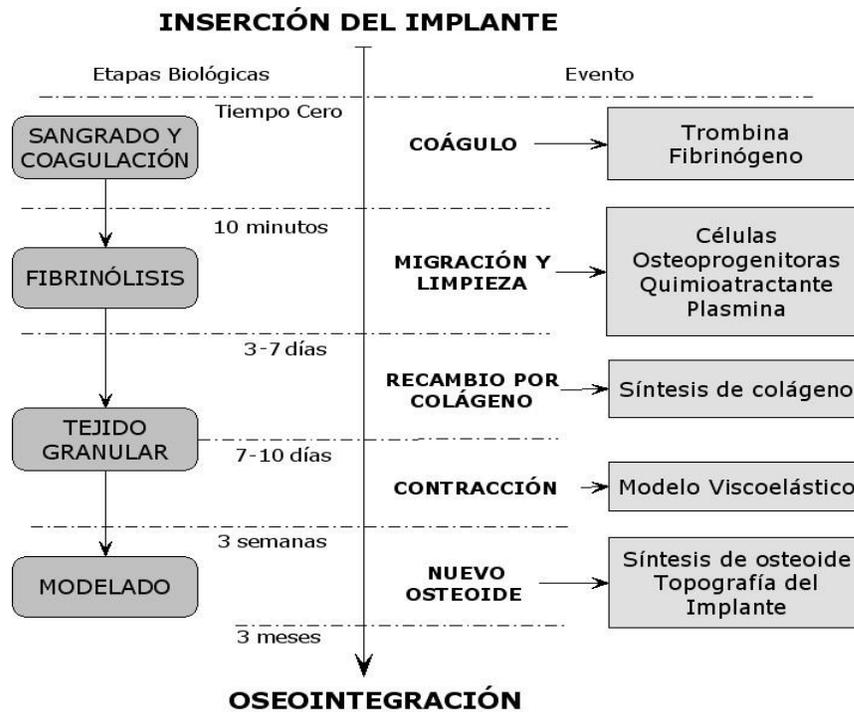


Figura 14 Este modelo simplifica el proceso biológico de cicatrización como una secuencia de etapas cada una asociado a un conjunto de eventos.



## CAPÍTULO 3 IMPLANTES DENTALES

La función de los implantes dentales es transferir las cargas de la masticación a los tejidos biológicos contiguos, por lo tanto, el objetivo funcional principal del diseño del implante es disipar y distribuir las cargas biomecánicas para optimizar la función de la prótesis implanto-soportada.

La estrategia de recubrimientos superficiales es hacer la superficie metálica comúnmente de titanio, más favorable para las células óseas, lo que permite una mejor cicatrización en reemplazo del encapsulamiento fibroso. Sin embargo, el uso de recubrimientos superficiales es exitoso si los materiales utilizados permiten la osteoconducción y soportan las tensiones producidas durante la carga del implante.

### 3.1 Implantes dentales

Un implante dental es un dispositivo hecho de un material biológicamente inerte que es insertado mediante cirugía en el hueso alveolar y que sustituye la raíz de un diente ausente.

Se denominan implantes dentarios a los elementos aloplásticos (sustancias inertes, extrañas al organismo humano) que se alojan en pleno tejido óseo o por debajo del periostio, con la finalidad de reponer piezas dentarias ausentes.

El implante se compone de un pilar protésico y la prótesis, debido a que el implante está en contacto únicamente con el tejido óseo, el pilar protésico se prolonga sobre los tejidos blandos y una cuarta pieza denominada junta se encarga de unir el pilar protésico con la prótesis dental que será la corona dental, la prótesis puede unirse al implante mediante una junta atornillada o una junta cementada (figura 15)<sup>3</sup>.

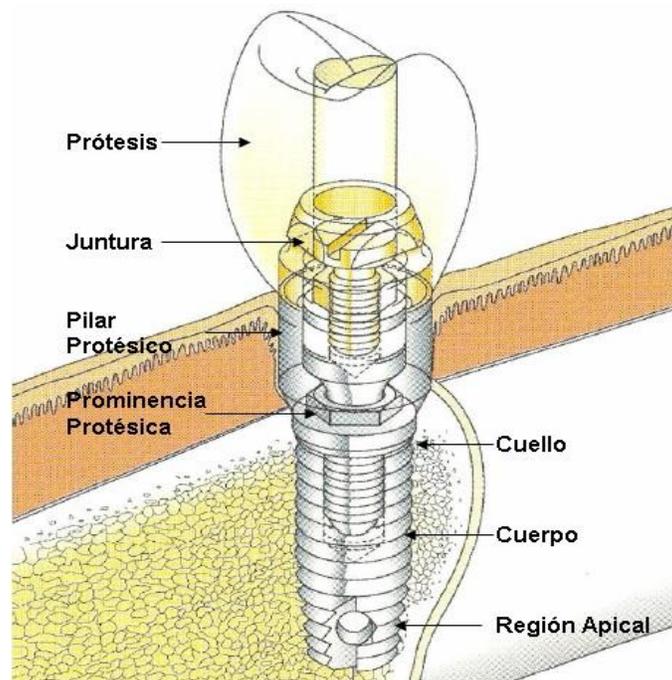


Figura 15 Características de un implante dental tipo Screw-Type.

La forma más utilizada es la de tornillo cilíndrico o de raíz en la que se pueden diferenciar 3 partes:, el cabezal y la porción transmucosa

- El cuerpo es la parte fundamental del implante que, colocada quirúrgicamente en el interior del hueso, permite su oseointegración
- El cabezal es la parte estructural del implante que permite el ajuste pasivo de los distintos aditamentos protésicos, que van fijados mediante tornillos en el interior del implante. La tendencia actual es dotar a los cabezales de un hexágono externo que impida los movimientos rotatorios de las supraestructuras. También existe un sistema de atornillamiento por fricción desarrollado por el instituto Strauman (Sistema ITI).<sup>9</sup>



- La porción transmucosa o cuello sirve de conexión entre la parte osteointegrada y las superficies protésicas. Existen pilares transmucosos con diferentes diámetros y alturas, de superficie externa pulida. La mayoría de los sistemas lo presentan como un componente enroscable al cuerpo del implante, sin embargo en algunos sistemas de implantes esta porción irá unida en continuidad con el cuerpo (Tipo ITI).<sup>9</sup>

Para la colocación de un implante oseointegrado, primero se debe tener conocimiento de las partes del implante, aunque cada sistema de implantes tiene una forma diferente, las partes son las mismas.<sup>19</sup>

### **3.2 Biomateriales en los implantes**

Actualmente la investigación en el área del diseño implantario está enfocada en nuevos conceptos como la obtención de superficies bioactivas osteopromotoras, y osteoinductoras, que pretenden mejorar las capacidades osteointegradoras de los implantes comercializados hasta ahora, y así poder brindar mejores resultados.

Los implantes de titanio con superficies tratadas con elementos bioactivos, buscan que estas nuevas superficies puedan favorecer la agregación de diferentes componentes celulares y orgánicos haciendo posible una exitosa oseointegración por contacto directo. La mayor parte de los estudios se refieren al tratamiento de las superficies de titanio mediante fosfato cálcico y la hidroxiapatita.<sup>18</sup> Figura 16

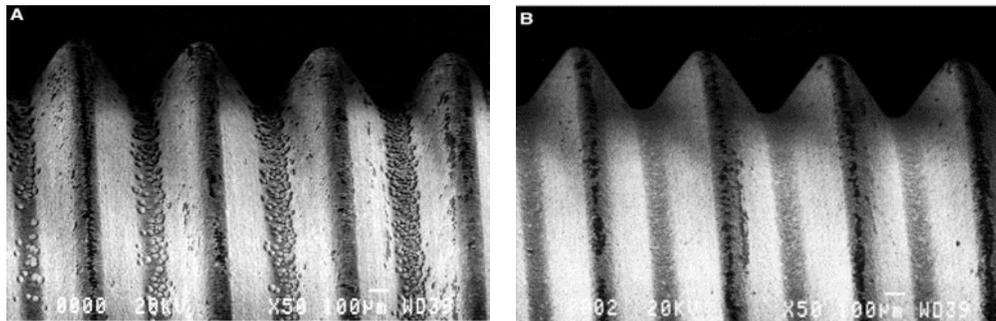


Figura 16 (A) Se produce una reacción de cristales de fosfato de calcio en la superficie del implante, como se puede ver en un SEM, ésta reacción no ocurre en superficies de implantes no modificadas. (B) Esta propiedad puede ser importante para la cicatrización inicial después de la implantación, ya que la atracción del fosfato de calcio a la superficie será importante para una rápida mineralización en la superficie del implante.<sup>20</sup>

Estos biomateriales sufrieron modificaciones en su funcionalidad y desempeño siendo los de la primera generación los que desarrollaron inicialmente buscar altas resistencias a la compresión y evitando reacciones adversas con el sistema inmunológico, como la alúmina ( $Al_2O_3$ ) y la zirconia ( $ZrO_2$ ) las que fueron usadas con frecuencia. Sin embargo, estos materiales representaban una solución a corto plazo debido a la ausencia de interacción celular entre el tejido y el implante.

En la segunda generación de biomateriales, el objetivo principal era promover la actividad celular rutinaria sobre las superficies del implante en contacto con el tejido lesionado, siendo la hidroxiapatita (HA) la que tuvo mayor relevancia.

La última generación consistió en la síntesis de biomateriales con la capacidad de reemplazar tejido duro lesionado, es decir, implantes promotores de osteoconducción y osteoregeneración por medio de fenómenos naturales como la resorción, principalmente el fosfato tricálcico (TCP), el sulfato de calcio (CS) y el fosfato trisódico (TSP).<sup>21</sup>



Para mejorar la fijación de estos biomateriales substitutivos de tejidos duros se han ido variando las superficies, se han realizado superficies rugosas mediante ataque ácido de la superficie o bien arenar a presión la superficie del implante o incluso sinterizar esferas metálicas sobre la superficie de la prótesis con el fin de aumentar la superficie real de contacto entre el tejido y el implante, pudiendo conseguir por colonización de los huecos superficiales un anclaje mecánico del implante.

También se han elaborado capas bioactivas de fosfato de calcio para facilitar el crecimiento de tejido óseo, esta capa tiene la finalidad de que la deposición de proteínas y la posterior colonización por las células osteoblasticas, precursoras de hueso fuera adecuada y rápida.<sup>22</sup>

### **3.2.1 Titanio**

El titanio es el noveno elemento más abundante en la Tierra, tiene un peso ligero, es blando y a la vez fuerte para su peso, es muy dúctil y se caracteriza porque al contacto con el aire o los líquidos se oxida de forma superficial limitando la biocorrosión.<sup>9 23</sup>

El titanio comercialmente puro (c.p.) actualmente se utiliza para la fabricación de implantes dentales y prótesis, presenta cuatro grados según las normas ASTM (American Society for Testing and Materials), una de las organizaciones internacionales de desarrollo de normas en investigaciones y proyectos de desarrollo, sistemas de calidad, comprobación y aceptación de productos más grandes del mundo desde su fundación en 1898.<sup>22</sup>



El titanio c.p. en sus cuatro grados diferentes de composiciones químicas en presencia de elementos como el Nitrógeno, Carbono, Hidrógeno, Hierro y Oxígeno en diferentes cantidades, la presencia de estos elementos produce un descenso en la resistencia a la corrosión y a su vez, hace aumentar de manera considerable las propiedades mecánicas como la Resistencia máxima y el Límite elástico (MPa) entre otras.

El grado 1 de titanio tiene la mayor pureza, la menor resistencia y la mejor ductilidad a temperatura ambiente de los cuatro, el titanio grado 2 no tiene buena calidad, pero es el Ti cp principalmente utilizado para aplicaciones de implantes dentales industriales de rendimiento mínimo garantizado, el titanio grado 3 tiene un máximo de 0.30 de hierro, siendo inferior al grado 4 que tiene 0.50. El grado 5 es una aleación (Ti-6Al-4V) muy utilizada en medicina, pero no común en implantes dentales.

Además del grado de titanio se determinan la estructura, que se obtiene mediante calentamiento a temperaturas superiores de 882 °C con posterior enfriamiento rápido, dando una microestructura de granos equiaxiales.

De esta forma se tendrá un titanio con buenas propiedades mecánicas que mediante el proceso de pasivado, hará mejorar significativamente la resistencia a la corrosión del material.<sup>22</sup>

La aleación Ti-6Al-4V es la más ampliamente utilizada, se aplica en la fabricación de prótesis articulares, o en tornillos de unión implante prótesis donde los requerimientos mecánicos son mayores. Se creó este material biocompatible para que tuviera más fuerza teniendo un 99.75 % de titanio, 0.05% de hierro y 0.1 % de oxígeno entre otros materiales como el nitrógeno carbono e hidrógeno.<sup>22,23</sup>



El titanio comercialmente puro, la aleación de titano-aluminio-vanadio (Ti-6Al-4V) y la Hidroxiapatita son los materiales principales que se utilizan en la fabricación de implantes actualmente. <sup>23</sup>

Koch y cols. realizan una comparación entre implantes de circonia y de titanio, en un estudio histomorfo en perros, comparan la osteointegración de implantes de circonia con un recubrimiento de TiO<sub>2</sub> y liberación de calcio, contra implantes de titanio, ambos implantes instalados tanto sumergidos como expuestos a la cavidad oral.

No se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas en cuanto a las cifras de superficie de contacto hueso-implantes BIC de circonia y el implante de titanio al mantenerlos sumergidos, pero en aquellos implantes que quedaron expuestos a la cavidad bucal se lograron mejores resultados con los implantes de circonia con recubrimiento de TiO<sub>2</sub>. Concluyendo que los implantes de circonia son capaces de establecer tasas cercanas de BIC similares a las que se conocen a partir del comportamiento de osteointegración de los implantes de titanio pero siempre y cuando cuenten con la modificación y rugosidad de la superficie. <sup>24</sup>

### **3.2.2 Capa de óxido**

La unión con células de los tejidos tiene lugar en la superficie de titanio con una capa de óxido de titanio (TiO<sub>2</sub>) que se produce en contacto con el aire o a un líquido corporal y que va aumentando progresivamente con el tiempo, una vez que el implante se encuentra en el interior del hueso.



A esta propiedad se le denomina “pasividad” del metal, esta capa impide que la masa del titanio interaccione con el medio acuoso, reduciendo los riesgos de corrosión.

Emneus sugirió en 1967 la posible existencia de una adhesión química directa entre el hueso y oxido de titanio en la interacción hueso-implante.<sup>23</sup>

### **3.2.3 Capa de proteoglicanos y filamentos de colágena**

Esta capa se ha observado en contacto directo entre el tejido calcificado y la capa de óxido de titanio, en los implantes no sumergidos (que no están por debajo de la mucosa) no existe esta capa de proteoglicanos. <sup>23</sup>

Estudios de microscopía electrónica revelan que los filamentos de colágena no están en contacto directo con la superficie del oxido de metal, ya que siempre estarán separados por la capa de glicoproteínas de alrededor de 20 nm.

Weiss en 1986 propuso la posibilidad de una retención fibro-ósea, lo que dió origen a una serie de discrepancias con el grupo de trabajo de Branemark que defiende estrictamente la oseointegración, ya que esta integración fibroósea se da cuando las fibras de colágeno caminan desde el hueso al implante y se crea un ligamento periodontal. Explicó también que aplicó dicho concepto aquellos implantes que no presentaban una oseointegración del 100% de sus superficies pero que cumplían los criterios de éxito.<sup>9,23</sup> Figura 17

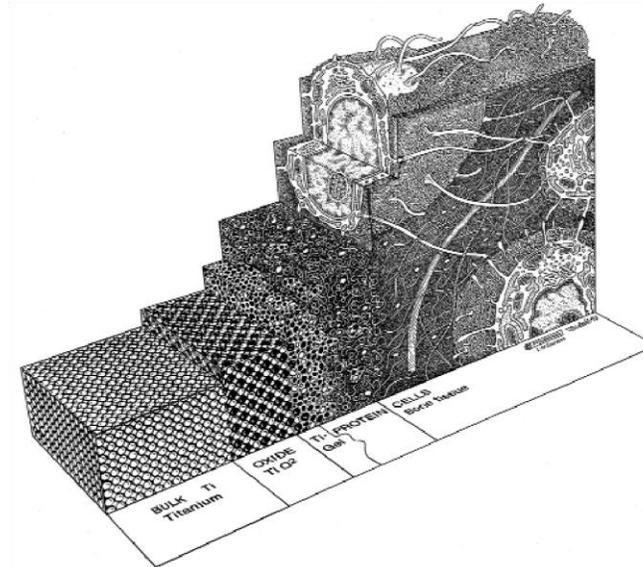


Figura 17 Una visión artística de la interfaz titanio / tejido. Compuestos que están en contacto con el hueso vivo.<sup>7</sup>

### 3.3 Superficies de titanio pasivadas

Las aleaciones de titanio utilizadas en implantes dentales son resistentes a la corrosión y compatibles con el cuerpo humano, debido a la película de óxido de titanio que se forma espontáneamente en la superficie, con el fin de minimizar la corrosión y la liberación de iones metálicos en el medio fisiológico, es posible hacer crecer la capa de óxido de titanio de manera controlada, para así tener una capa tenaz, homogénea y estable mediante la técnica de la pasivación.

Este proceso de pasivación tendrá propiedades beneficiosas para los implantes, como son:

- Limpieza de residuos orgánicos e inorgánicos de la superficie del biomaterial.
- Mejora de la resistencia a la corrosión del implante.
- Disminución de la liberación de iones de titanio al medio fisiológico.
- Aumento de la dureza superficial, así como la resistencia al desgaste.<sup>22</sup>



Concluyendo que la mejor disolución para producir una capa de pasivado homogénea y estable es la disolución de ácido nítrico con ácido fluorhídrico.<sup>22</sup>

### **3.3.1 Superficie de sinterización de esferas**

Una de las maneras de dar rugosidad al implante dental es sinterizar esferas del mismo material del implante dental de titanio sobre el sustrato. Estas esferas provocan una superficie rugosa que el tejido óseo puede colonizar y producir una excelente fijación.<sup>22</sup>

### **3.3.2 Superficies de implantes tratadas mediante ácidos**

Un método para obtener superficies rugosas está basado en atacar el titanio (c.p.) mediante ácidos, mediante ataques ácidos no podemos controlar la rugosidad, solamente depende de la estructura del titanio y de la agresividad del ataque, por lo tanto no se puede optimizar la rugosidad y uno de los problemas que pueden surgir es la formación de hidruros de titanio en el implante dental, debido a la incorporación de grupos hidrogeno. Este hidruro provoca fragilidad en el implante dental y hay mucho riesgo de fractura del implante.<sup>22</sup>

Lutz y cols. mencionan que utilizando implantes con superficies tratadas mediante arenado y grabado ácido se puede demostrar una oseointegración más rápida, por lo que al recubrir algunas superficies de implantes con hidroxiapatita (HA) o con un péptido biomimético activo (P-15), determinaron que se produce un aumento en los niveles de BIC (contacto hueso-implante) en los primeros 14 a 30 días, así como un aumento estadísticamente significativo en la densidad ósea a los 30 días post implantación.<sup>25</sup>



### **3.3.3 Superficies tratadas mediante shot blasting**

El shot blasting consiste en proyectar partículas de elevada dureza a gran velocidad sobre la superficie del implante, lo que provoca la deformación plástica de la superficie dejándola rugosa.

Es un método adecuado ya que además de la rugosidad superficial, limpia la superficie de contaminantes, corrige defectos superficiales, aumenta la vida a fatiga del implante y aumenta su resistencia a la corrosión.<sup>22</sup>

De los Implantes tratados con el abrasivo  $Al_2O_3$  se ha podido observar que permite una óptima adherencia celular estadísticamente significativa respecto al resto de tratamientos, presentando altas concentraciones de osteocalcina lo cual es muy importante ya que indica que no solo hay células sobre la superficie, sino que además se desarrollan adecuadamente y con rapidez.

Resulta que ese tratamiento parece ser el más adecuado para mejorar la oseointegración de los implantes de titanio y por lo tanto también una rugosidad óptima.<sup>22</sup>

### **3.3.4 Superficies de hidroxiapatita o titanio**

Se basa en la inyección de polvo de hidroxiapatita (biomaterial cristalino integrado por tres moléculas de fosfato de calcio y una molécula de hidróxido de calcio) en un plasma o chorro de gas ionizado, el chorro de gas lanza las partículas de polvo hacia el implante, se funde la superficie de las partículas resolidificandose y uniéndose a las otras partículas, formando el recubrimiento. Es necesario un granallado previo para una mejor adherencia.



Esta técnica presenta algunos inconvenientes como la falta de adhesión del recubrimiento sobre el metal, la fuerza de adhesión es débil y crea zonas de espacio vacío entre el substrato metálico y el recubrimiento bioactivo, en ocasiones esto puede ser colonizado por bacterias que penetran hacia el interior del implante, pudiendo provocar periimplantitis. Aunque es la técnica más frecuente utilizada presenta más inconvenientes como las grietas producidas por el choque térmico, así como la falta de cristalinidad del fosfato de calcio depositado.<sup>22</sup>

En el caso de los implantes que son recubiertos del mismo material como el titanio, también presentan los problemas de falta de unión entre el implante y el recubrimiento.<sup>22,26</sup>

### **3.3.5 Método termoquímico**

Se trata de modificar la superficie del metal mediante un proceso termoquímico transformándolo de bioinerte a bioactivo, dándole la capacidad de formar una capa de hidroxiapatita carbonatada. Este es el método en que se pueden incorporar fármacos en el recubrimiento, así como proteínas que pueden favorecer la formación del hueso y evitar los procesos de infección que podrían perjudicar el buen comportamiento del implante.

En investigaciones realizadas en la Universidad Politécnica de Cataluña dirigida por el profesor Gil Mur se menciona que la apatita es un fosfato de calcio con la misma composición química que la fase mineral del hueso lo que implica que es completamente aceptada en el cuerpo como una sustancia propia, por lo tanto no habrá reacciones inflamatorias importantes sino que además tiene la ventaja que una vez implantada el tejido óseo crece sobre ella con enlace químico directo comportándose como lo que se denomina un material bioactivo.<sup>22</sup>



Se evitarán problemas de colonización bacteriana en los espacios de la interfaz y se obtiene capas homogéneas y de espesor controlado.

El depósito de la apatita termoquímicamente obtenida sobre el titanio rugoso (previamente arenado o atacado mediante ácido) será para conseguir una mayor rapidez de oseointegración es decir, reducir el periodo en el que el paciente no debe realizar cargas bucales. Gracias a la bioactividad de la apatita depositada y a la vez conseguir una buena fijación a largo plazo, ya que cuando se forme hueso nuevo, éste colonizará la rugosidad del titanio producida por el método de abrasivos y se conseguirá además de una fijación química, una fijación mecánica.<sup>22</sup>

Es decir, se busca combinar los dos procedimientos (superficie bioactiva y rugosidad) para conseguir una mayor fijación a corto plazo (bioactividad) y a largo plazo (rugosidad).

El método consiste de manera resumida en conseguir que la superficie de titanio pase a ser bioactiva, inducida por un tratamiento químico y térmico, en este momento si el titanio se implanta *in vivo* ya es capaz de formar enlace químico directo con el hueso ordenado haciendo que esta capa acelere la oseointegración mejorando la fijación a corto plazo y la rugosidad y el anclaje del hueso en ella será la que aporte la fijación a largo plazo.<sup>22</sup>

Otros autores, como Jeong y cols. hicieron estudios histomorfológicos en animales de implantes cuyas superficies habían sido tratadas con variantes de RBM (Reabsorbible Blasting Media), como la hidroxiapatita y fosfatos tricálcicos, demostrando una íntima relación entre el hueso maduro recién formado y las distintas superficies preparadas, lo que demostró una alta capacidad osteoconductiva de estas superficies.<sup>18</sup>



Se debe tener en cuenta que la mayoría de los procesos de estos medios reabsorbibles (RBM) disponibles en el mercado son seguidos por un grabado ácido o pasivación. Estos recubrimientos biocerámicos a base de calcio y fósforo son los métodos más comúnmente utilizados para aumentar la respuesta del huésped a los implantes quirúrgicos, desde el punto de vista de la textura de la superficie.<sup>27</sup>

Lee y cols. en un estudio llevado a cabo en 12 perros, utilizan implantes de titanio totalmente sumergidos en proteína recombinante morfogenética 2 (rhBMP-2), este recubrimiento directo con proteínas humanas morfo genéticas óseas parece ser una estrategia que podría usarse para suplir el uso adicional de injertos óseos o dispositivos de regeneración ósea obteniendo un aumento significativo en el proceso de formación ósea durante el proceso de oseointegración.

La aplicación local de rhBMP-2 parece ser una tecnología viable para fabricar implantes de titanio que apoyan la formación ósea local y la osteointegración, aunque con un incremento en la tasa de remodelado óseo en el hueso que está en contacto directo con el implante, lo que pudiera comprometer los niveles de contacto hueso-implante (Bone Implant Contact-BIC).<sup>28</sup>

### **3.4 Tipos de estructuras en los implantes**

Habitualmente, los implantes tienen forma de rosca y se componen de materiales biocompatibles que les permiten unirse al hueso de una forma firme, estable y duradera, gracias al proceso de la osteointegración pero para que esto ocurra, la interfase implante-hueso circundante debe quedar relleno de hueso neoformado, y no de una encapsulación fibrosa, pues el implante no deja de ser un cuerpo extraño que interactúa con los tejidos vivos, y éste puede provocar su encapsulación o su oseointegración.



Los diferentes tipos de implantes pueden ser clasificados de acuerdo a:

- Sitio de localización del implante
  - Composición del implante
  - La interfase resultante hueso-implante
- 
- Localización: Implantes endoóseos (con morfología externa que recuerda a las raíces) la forma más utilizada es la de tornillo cilíndrico o de raíz, desechando los implantes subperiósticos (son colocados sobre el hueso mandibular, debajo de los tejidos de la encía, pero no penetran en el hueso) y transóseos (son similares a los implantes endoóseos, pero estos penetran totalmente la mandíbula y emergen en el sitio opuesto en la parte inferior del mentón).
  - Composición: Cerámicos (Fibra de vidrio, alúmina, aluminio cálcico y fosfato tricálcico). De carbono puede ser pirolítico o vítreo. Poliméricos (Incluyen Polimetilmetacrilato (PMMA), politetrafluoretileno (teflón) y fibras de carbono (proplast). Y de metales (Ti y sus aleaciones y el vitalium).
  - De acuerdo a la interfase resultante hueso-implante:  
De interfase directa: Existen dos interfases consideradas como interfases directas. La primera es la osteointegración, es la más deseable ya que el implante funcionará efectivamente y la segunda es la biointegración donde una capa de hidroxiapatita que recubre el implante la separa del hueso. Ésta es considerada de interfase directa debido a la capacidad osteoinductiva de la hidroxiapatita.

De interfase indirecta : Fibrointegración, existe cuando hay tejido fibroso que separa el metal del hueso. La Academia Americana de Odontología la define como el contacto del implante con tejido de colágeno denso sano entre el implante y el hueso. Esta integración hace referencia al tejido conectivo formado por fibras de colágeno bien organizadas presentes entre el implante y el hueso. <sup>19</sup>



Hay tres tipos de implantes dentales: osteimplante, miniimplante para anclaje ortodóntico, y el cigomático. Cada grupo necesita diferentes propiedades mecánicas, pero deben hacerse de titanio c.p. o una aleación de titanio. <sup>19</sup>

### 3.4.1 Implantes roscados

El implante presenta espiras propias de un tornillo y su colocación endoósea se realiza labrando el lecho mediante un macho de terraja que permitirá el posterior enroscado del implante. Requiere más pasos quirúrgicos, pero presenta una buena fijación primaria.<sup>9</sup>

En general, los implantes rosqueados muestran estabilidad primaria satisfactoria cuando son instalados en la región mandibular porque ayudan a la confección de la rosca y el deslizamiento de las roscas sucesivas. <sup>16</sup> Figura 18



Figura 18 Imagen de ejemplos de diseños comerciales de implantes roscados. <sup>29</sup>



### 3.4.2 Implantes lisos

El implante presenta una superficie cilíndrica homogénea, su inserción es más sencilla, presenta menos pasos quirúrgicos para la obtención de una fijación primaria. Sin embargo se ha encontrado que con implantes lisos existe el riesgo de sufrir una pérdida ósea debido a una inadecuada transferencia de cargas <sup>9</sup>

La elección del tipo de implante a emplear en el tratamiento de un paciente depende principalmente del hueso receptor. En estos implantes existe el riesgo de sufrir una pérdida ósea debido a una inadecuada transferencia de cargas, generando resorción del hueso dando como resultado la movilidad no deseada. <sup>26</sup>

### 3.4.3 Implantes anatómicos

Constituyen un tipo intermedio entre los dos anteriores, puesto que su cuerpo es abultado en las primeras espiras y presenta un adelgazamiento hacia apical, intentando imitar la morfología de los alvéolos vacíos tras una extracción. <sup>9</sup>

Figura 19



Figura 19 Diferentes diseños de implantes. <sup>17</sup>



## CAPÍTULO 4 IMPLANTES OSEINTEGRADOS

Hay una gran cantidad de tipos de superficies de implantes en el mercado, de diferentes fabricantes de implantes, todos ellos afirman tener mejores resultados clínicos.

Los biomateriales son materiales diseñados para intervenir en un sistema biológico con el objetivo de evaluar, tratar o reemplazar algún tejido o función del cuerpo, se pueden dividir en bioinertes cuando su influencia en el sistema biológico es nula o muy pequeña como el titanio, y en bioactivos aquellos que interactúan con el organismo, potencializando la reacción de las células óseas con la superficie del implante, como la hidroxiapatita (HA).

Estos biomateriales activos sirven como un andamio a través del cual se produce la regeneración, el desarrollo de la estructura celular sobre superficies de implantes, y así lograr obtener materiales con propiedades cada vez mejores.

Para esto, se requiere un conocimiento profundo de todo lo que envuelve a las células que van a entrar en juego, tanto en los propios procesos de desarrollo celular como en las interacciones entre las células y los biomateriales.

La mayoría de los estudios actualmente disponibles indican que las superficies de implantes con topografía micro y submicro (nano) aportan beneficios al proceso de interacción entre las células óseas y las superficies de implantes, lo que acelera y aumenta la calidad del contacto hueso-implante (BIC).<sup>26,30</sup>



#### 4.1 Factores para el éxito en la oseointegración

Durante la última década, se han desarrollado distintas técnicas para la mejora de las propiedades superficiales del titanio en la fabricación de implantes de forma que se favorezca la osteointegración, se consiga una cicatrización en un menor tiempo, permitiendo un mayor contacto hueso-implante y se incremente la longevidad de los implantes de titanio. <sup>10, 26, 30, 31</sup>

Branemark dijo que la oseointegración en Odontología se basa en la capacidad de cicatrización y reparación de los tejidos blandos y duros; por lo que Albrektsson postuló los factores de una oseointegración de los implantes con éxito:

- Característica del material: la fijación de Branemark en donde se observó la oseointegración está hecha de titanio comercialmente puro. <sup>23</sup>
- Diseño de la fijación: Albrektsson recomienda una fijación con superficies roscadas que se inserten en el emplazamiento óseo que posea la misma superficie, ya que las roscas crean una superficie mayor, pero equilibran la distribución de las fuerzas alrededor del tejido óseo. <sup>23</sup>

Hay que tener en cuenta que las roscas desempeñan un papel importante en la estabilidad primaria del implante, pero si se crea demasiado espacio entre las roscas y el hueso, podría proliferar el tejido blando en lugar de un contacto óseo directo. <sup>26</sup>



- Prevención de la generación excesiva de calor: durante el procedimiento de taladro del hueso, no se debe calentarse por encima de los 43°C para mantener su vitalidad ya que la fosfatasa alcalina comienza a descomponerse. Entonces junto con una técnica quirúrgica cuidadosa y bastante irrigación salina esterilizada, la generación ideal de calor no sobrepasa los 39°C manteniendo la temperatura del hueso a 30°C.<sup>9,23</sup>
- Irrigación y rpm: aunque en la preparación del lecho óseo sea inevitable la muerte de algunas células, una baja velocidad de perforación menor de 800 rpm, una profunda irrigación con suero salino y el uso de instrumentos de perforación de progresivo incremento de diámetro, disminuirán el efecto nocivo sobre tejido óseo.

Roberts y cols consideran que 1 mm del hueso adyacente al implante en condiciones normales, muere como consecuencia del traumatismo asociado a la preparación de la zona del implante.<sup>23</sup>

- Reposo: La necesidad de mantener las fijaciones dentro del hueso, sin fuerzas oclusales ni cargas durante cinco a seis meses en el maxilar superior y de tres a cuatro meses en la mandíbula. Ya que si se ejercen presiones o desplazamientos durante el periodo de curación tendría lugar a la formación de tejido fibroso, sabiendo que esta curación del hueso comienza durante la primera semana después de la inserción hasta la 3 o 4 semana, y posteriormente el tejido óseo se forma gradualmente al cabo de 6 u 8 semanas.<sup>23,26</sup>



Debido a esto, Albrektsson afirma que los procedimientos quirúrgicos de dos fases son muy importantes para la buena oseointegración.

Roberts y cols estimaron el tiempo que tarda la interface en compactarse alrededor del implante en unas 18 semanas. La movilidad precoz de un implante alteraría el proceso de diferenciación de las células óseas, lo que explica por qué la carga funcional se retrasa hasta que se detecta un contacto apropiado del implante con el hueso.<sup>5,23</sup>

Una vez producida la cicatrización inicial en los implantes el grado de contacto óseo aumentara de 53% a 74% hacia el término del primer año después de cargar los implantes de manera adecuada, observando en radiografías el aumento de trabéculas óseas alrededor.<sup>5,23</sup>

- Encía insertada: Lavelle en 1981 defendió la necesidad de tener una buena encía insertada (queratinizada) adaptada correctamente al implante que proporcione una barrera a la entrada de las bacterias y toxinas al espacio entre implantes y tejido biológico.<sup>23</sup>

Un buen sellado biológico no permitirá el acceso de los agentes nocivos al medio interno, además de una mayor higiene de los elementos implantarios y estructuras protésicas, puesto que de ella depende el éxito a largo plazo de la oseointegración, sin embargo la acumulación de placa bacteriana en la superficie expuesta de los biomateriales puede provocar desde mucositis hasta periimplantitis, y si el medio interno se contaminara se iniciaría un proceso de destrucción ósea que iniciaría por inflamación y actividad osteoclástica provocando reabsorción del hueso.<sup>32</sup>



Pasadas las 24 hrs de la intervención se puede comenzar a utilizar los cepillos interproximales con suavidad. <sup>9,32</sup>

Guilford postuló este principio “para el éxito de cualquier tipo de implante dental es imprescindible conseguir un perfecto sellado entre la superficie externa del material implantado y el mucoperiostio circundante”. <sup>9</sup>

- Asepsia: en todo el proceso implantológico es un factor importante para asegurar una buena oseointegración, se debe tener un exquisito cuidado de la esterilización de todo el material y del campo operatorio. <sup>9,32</sup>
- Planeación del caso: Es importante la evaluación de las condiciones físicas del paciente, ésta información se obtiene a partir de una tomografía computarizada TAC para conocer la calidad y el tipo de hueso, los huesos alveolares, las piezas dentales, la causa de la pérdida dentaria, el espacio disponible, los tejidos fibrosos, el nervio maxilar, el número de implantes requeridos, posición en los maxilares y el volumen óseo (mínimo 8 x 8 x 10 mm) etc. <sup>32</sup>

Mediante el software MIMICS es posible crear la imagen 3D de la anatomía del paciente a partir de los cortes obtenidos de la TAC. siendo posible manipular la imagen de modo que visualicemos los tejidos de interés y así lograr la caracterización de la zona a implantar. <sup>26</sup>



- Elegir el material, diseño y superficie: Las especificaciones a considerar para el diseño de un implante dental conformado que puedan ser modificados con el objetivo de adaptarse son, la manufactura del Ti c.p. ASTM grado 4, el tamaño elegible según los requerimientos del paciente con dimensiones entre 3.7-5 mm ancho y 7.5-15 mm longitud, la rugosidad superficial mediante biomateriales ó acabado obtenido mediante el proceso de maquinado, el cuello del implante altamente pulido, y recubrimiento de HAP en situaciones que así lo requiera como es el hueso débil.<sup>22,26</sup>
- Seguimiento: Los implantes sobre tejidos sanos van a requerir los mismos cuidados que los dientes remanentes, es importante hacer consultas de seguimiento al principio con una frecuencia quincenal, para pasar después a mensual, trimestral y anual para evitar enrojecimiento, inflamación, sangrado al sondeo y saber si el nivel de cresta ósea ha variado. En cada revisión se hará palpación y percusión valorando el sugestivo sonido mate de la oseointegración.<sup>32</sup>
- Es recomendable la realización de una profilaxis poco antes de la cirugía (24 hrs). La presencia de sarro puede contaminar la zona intervenida, así como el uso de enjuagues de clorhexidina pre y pos operatorios.<sup>32</sup>

Se ha demostrado que la microflora del surco periimplantario se establece desde los 30 minutos siguientes a la colocación de los implantes, hasta las 2 semanas posteriores, siendo muy similar a la que presentan los dientes adyacentes del paciente.<sup>33</sup>

- Proceder con decisión: a mayor tiempo de intervención hay más probabilidad de infección e inflamación posterior. Inmediatamente después sugerir la aplicación de frío en el área operada e insistir al paciente en el cumplimiento riguroso de la medicación prescrita.<sup>32</sup>



## 4.2 Oseointegración de los materiales bioactivos

El titanio c.p. ha sido el material preferente para implantes actuales sumergidos en hueso. Se ha probado la manufactura de implantes en la aleación Ti-6Al-4V por su mejora en las propiedades mecánicas respecto al Ti c.p. sin embargo, su uso ha sido reconsiderado porque tienen un posible efecto tóxico derivado de la liberación de aluminio y vanadio.<sup>30</sup>

El titanio comercialmente puro se considera el mejor material metálico biocompatible por sus propiedades superficiales que dan lugar a la capa espontánea de un óxido estable e inerte, siendo el Ti c.p. grado 4 el material para la manufactura de los implantes dentales, gracias a que es el más resistente de los cuatro grados de titanio.<sup>22,26,34</sup>

La osteointegración del implante de titanio está íntimamente relacionada con la geometría y rugosidad superficial del cuerpo del implante de manera que la geometría del implante y la topografía superficial son factores cruciales para el éxito de éste a corto y largo plazo.

La rugosidad superficial y el espesor de la capa de óxido de titanio se pueden incrementar mediante un adecuado tratamiento superficial de ataque químico. La existencia en la superficie del implante de microrrugosidades favorecedoras de la adhesión celular, darán lugar a una mayor diferenciación celular y a una mayor expresión de los osteoblastos, de tal manera que la regeneración y calidad del tejido óseo sea más rápida.<sup>9,23,26</sup>



Una de las formas de lograr potencializar la reacción celular hueso-implante es con la realización de recubrimientos con fosfato de calcio, principalmente en forma de hidroxiapatita HA. Este material tiene una excelente biocompatibilidad y se ha comprobado que sus recubrimientos favorecen la integración del implante, promueven la formación y maduración de hueso aceleradamente y proporcionan una buena unión química y mecánica entre el hueso y el metal dando mayor estabilidad inicial.

Estos buenos resultados se basan en que la HA, presente en la interfase, se disuelve y libera iones  $\text{Ca}^{2+}$  y  $\text{HPO}_4^{2-}$ , de modo que los fluidos corporales en contacto con el implante se saturan, precipitando sobre la superficie nanocristales de apatita biológica que sirve de sustrato para las células osteoblásticas que producen el tejido óseo. Aparte de estimular la osteogénesis, las superficies porosas de la HA también aumentan la resistencia a las cargas de tracción de hueso-implante mediante una mejor fijación mecánica y mejoran la transferencia de cargas.

De acuerdo al tipo de hueso es posible seleccionar la rugosidad más conveniente. Una configuración topográfica lisa, entendiéndose por lisa aquella que es obtenida por el proceso de maquinado, sin ningún tratamiento superficial es recomendable para huesos D1 y D2, que son más duros y resistentes.

Con esto, se logra evitar el riesgo de contaminación microbacteriana y se reduce el riesgo de infecciones durante la remodelación ósea. Ya que si queda expuesta alguna parte del cuerpo del implante después de la colocación o el recubrimiento, como la HA, aumentan la retención de placa y existe el riesgo de acumulación bacteriana y por lo tanto de infección.

Para huesos de tipo D3 y D4, que son más débiles, es preferible dar una mayor texturización, dando por entendido aquella rugosidad que es obtenida por algún ataque químico superficial para aumentar la fijación primaria, aunado a un recubrimiento de HA que fomente la remodelación ósea y una pronta cicatrización (tabla 1).<sup>5, 26, 31</sup>

#### Acabado superficial del implante de acuerdo al tipo de hueso

Cáalidad Osea	Rugosidad	Recubrimiento
D1,D2	Maquinado	x
D3	1-2 $\mu\text{m}$	x
D4	1-2 $\mu\text{m}$	Hidroxiaptita

Tabla 1 Cualidades superficiales que debe tener un implante de acuerdo al tipo de hueso.

La diferencia entre un acabado pulido ó liso y un acabo rugoso por la acción de un ataque químico microscópicamente tendrá un profundo efecto sobre la actividad ósea.<sup>26</sup> Figura 20

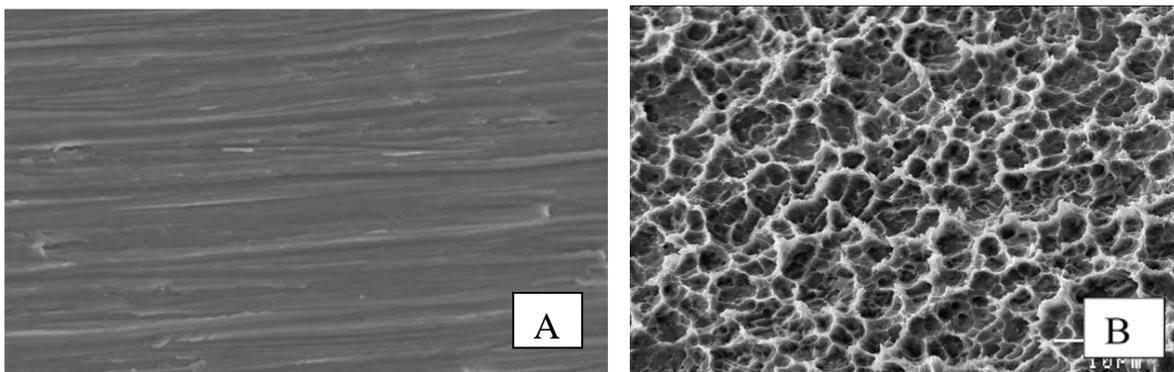


Figura 20 (A) Imagen de la superficie lisa. (B) Imagen de la superficie rugosa por efecto químico.<sup>31</sup>



El término biointegración es la unión directa bioquímica entre el hueso vivo y la superficie de un implante, es por eso que cuando la superficie del implante es modificada con algún proceso como plasma de titanio, HA, arenado o ácidos tiene un profundo efecto sobre la aposición ósea, tanto química como físicamente.

Se ha demostrado que la formación ósea es hasta tres veces más rápida y la fuerza de unión hueso-implante es mayor, sobre una superficie modificada con HA, con estructura rugosa que una superficie maquinada lisa, es decir el aumento de la interface hueso-implante se correlaciona de manera positiva con un aumento de la rugosidad de la superficie.<sup>5,9,23,26,30</sup>

La retención mecánica se logra en los implantes en donde la superficie es, metálica como el titanio e implica la existencia de un contacto directo, íntimo entre la capa de bióxido de la base metálica y el hueso sin intermediación de ningún tipo y la retención bioactiva requiere la presencia de materiales bioactivos que se unen a través de una conexión química al hueso, de forma parecida a como se anquilosa un diente natural. Su mejor exponente es la Hidroxiapatita (HA).<sup>26,30,35,36</sup>

### **4.3 Oseointegración de los implantes roscados**

Mientras que la composición de la superficie es el principal factor que interviene en la aceptación por el tejido y la oseointegración, en la macrorretención se emplean las roscas de tornillo con el cual se utiliza un sitio receptor preparado de menor diámetro que el implante.<sup>37</sup>

La geometría de la rosca del implante dental se ha propuesto como un factor potencial que afecta la estabilidad del implante y el porcentaje de osteointegración.<sup>38</sup>

Los implantes de diseño de rosca cuadrada tienen significativamente más BIC, por lo tanto el diseño de rosca cuadrada puede ser más efectivo para el uso en sistemas de implantes dentales endoóseo (figura 21).<sup>38</sup>

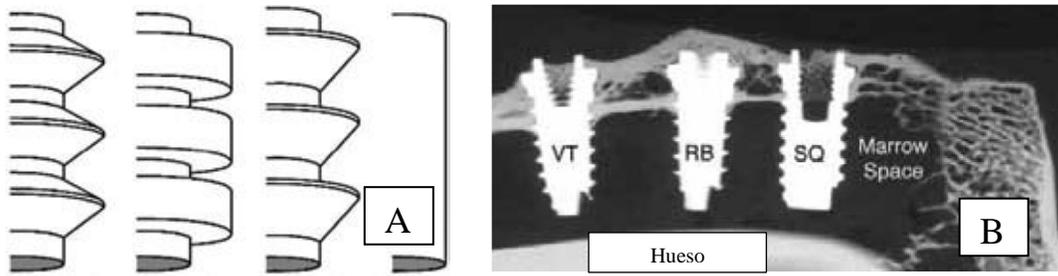


Figura 21 (A) Muestra un implante con rosca en V, rosca cuadrada, rosca inversa y al final un implante liso. (B) Resultado de los 3 tipos de morfología de rosca oseointegrados.

La macrorretención previene el micro movimiento inicial y proporciona una interfase de titanio y óxido con una superficie mayor para la integración, dando una adecuada estabilidad primaria como resultado.

Los implantes tipo tornillo aparte de aportar una mayor estabilidad primaria descomponen la transferencia de las fuerzas oclusales en vectores multidireccionales, y de esta forma las cargas compresivas y tensionales que se aplican al implante se transfieren al hueso circundante como “fuerzas compresivas”.<sup>19</sup>

Los implantes roscados son fáciles de colocar quirúrgicamente y permiten una mayor optimización de la superficie funcional para transmitir cargas de compresión al hueso, teniendo una mayor estabilidad primaria al limitar los micro movimientos durante el proceso de cicatrización con lo que se acorta el tiempo de la misma.<sup>30 38</sup>

Figura 22

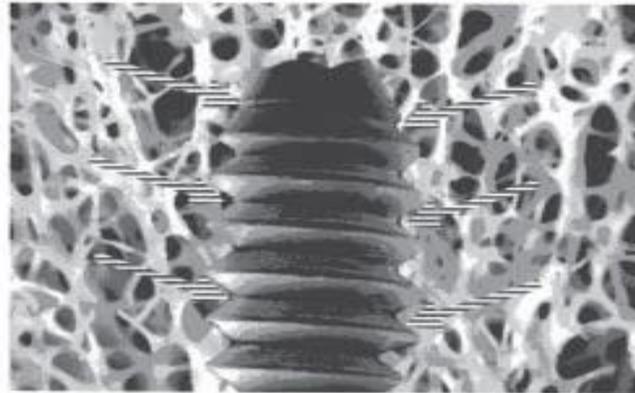


Figura 22 Representa la colocación de un implante con rosca en el hueso trabecular disipando las fuerzas compresivas <sup>39</sup>

Hoy en día, la estructura autorroscante posee ciertas modificaciones, especialmente en su área cervical, que además de incrementar su estabilidad primaria puede ayudar a mantener una mejor salud de los tejidos periimplantarios óseos y conservar más favorablemente el nivel de hueso marginal.

Es indudable que las necesidades implantológicas son muy específicas para cada paciente, si bien, el objetivo siempre es la sustitución dental, cada caso clínico es diferente debido a las características antropométricas y estado de salud de cada persona. Por lo que un implante con ciertas dimensiones aparte de la morfología sólo puede aproximarse a satisfacer una necesidad que es muy específica. Tabla 2



### Tipo de implante de acuerdo a las condiciones del Paciente

Posición	Cálidad osea Típica	Número máximo de Fijaciones recomendadas	Cantidad de Hueso (Largo)	Díámetro Máximo
Maxilar anterior	D2,D3	6	7mm	<5mm
Maxilar posterior	D3,D4	Únicamente en región premolar		<6mm
Mandíbula anterior	D1,D2	6		<5mm
Mandíbula anterior	D2,D3	De acuerdo al espacio disponible		<6mm

Tabla 2 Muestra el diámetro máximo de acuerdo a la posición y calidad de hueso

#### 4.4 Oseointegración de los implantes actualmente

La oseointegración fue originalmente descrita en el protocolo clásico de Branemark, con una técnica quirúrgica de 2 fases y un periodo de cicatrización libre de carga funcional de 3-6 meses con implantes de titanio c.p. roscados y de superficie lisa, junto con las características del hueso donde será el lecho de implantación y una técnica quirúrgica adecuada, se logra una exitosa oseointegración a largo plazo.<sup>37</sup>

Figura 23

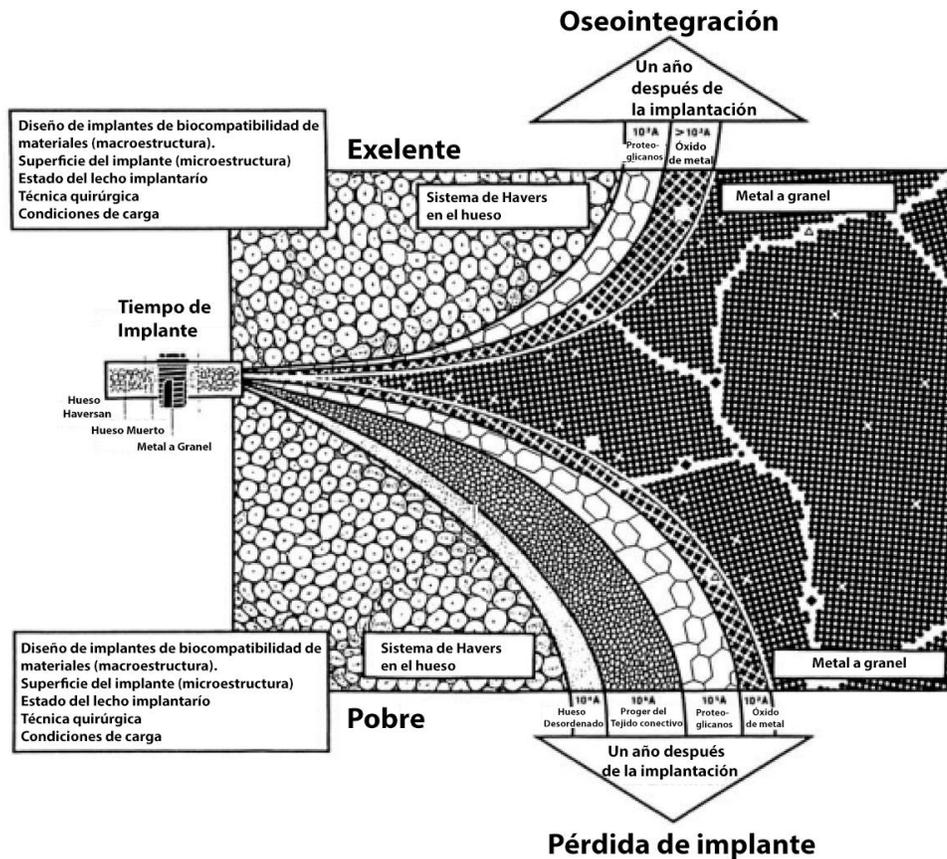


Figura 23 Hay varios factores que determinan la reacción a un implante, incluido la biocompatibilidad, diseño y superficie del implante, el estado del lecho huésped, la técnica quirúrgica utilizada en la inserción, y las condiciones de carga aplicadas posteriormente.<sup>16</sup>

Hay dos tipos de respuesta después de la implantación. El primer tipo implica la formación de un tejido fibroso blando alrededor del implante que no asegura la fijación biomecánica adecuada, esto podría considerarse como la reacción ósea frente a la carga protésica, llevando a una definición de oseointegración basada en la estabilidad. El segundo tipo de respuesta del hueso está relacionado con el contacto directo hueso-implante, hay un remodelado óseo sin la presencia del tejido fibroso en la interfase, lo que se conoce como osteointegración basada en criterios histológicos solamente.<sup>23,30</sup>



Los implantes en la oseointegración han presentado una cápsula fibrosa, sin embargo, no pueden funcionar igual, clínicamente esta aplicación tiene movilidad y presenta dolor a la percusión cuanto más tejido conectivo presente.<sup>23,26</sup>

Ya que para la oseointegración que se define como la conexión directa, estructural y funcional entre el hueso y la superficie del implante, es necesario establecer el máximo contacto íntimo posible con el hueso, para de esta forma, la distribución posterior de las cargas a que sea sometido el implante sea también máxima, asegurando una exitosa colocación de implantes en una adecuada estabilidad primaria.

Cuando la retención se efectúa a expensas de la interposición de una capa de tejido conjuntivo se habla de estabilidad. La existencia de esta interfase fibrosa no es el objetivo deseado, aunque a veces sea el obtenido.<sup>23</sup>

Nystrom en 1993 mencionó algunos casos de implantes injertados, encontrando una cantidad muy escasa de hueso al contacto con el implante, a pesar de que los implantes son clínicamente estables. Tomando en cuenta que durante las primeras semanas después de la colocación del implante, se demuestra que no hay signos propios de oseointegración, hasta los 3 meses observaron una gran proporción de hueso en contacto directo con el implante.<sup>14</sup>

La osteointegración representa una conexión directa entre el hueso y el implante sin capas de tejido blando interpuestas. Sin embargo, no se produce una conexión ósea al 100% con el implante. Los problemas en la identificación del grado exacto de unión ósea para el implante que se denomina osteointegrado, han llevado a una definición de osteointegración basada en la estabilidad en lugar de en criterios histológicos. Tabla 3



PROPUESTA DE NIH, SCHNITMAN Y SHULMAN, 1979	PROPUESTA DE ALBREKTSSON, ZARB, WORTHINTON Y ERICKSSON, 1986
1.-MOVILIDAD MENOR DE 1MM EN CUALQUIER DIRECCIÓN	1.-QUE UN IMPLANTE INDIVIDUAL NO FERULIZADO SEA INMOVIL CUANDO SE EXAMINA CLINICAMENTE
2.-GRADUACIÓN DE LA RADIOLUCENCIA OBSERVADA RADIOLÓGICAMENTE PERO SIN DEFINICIÓN DE CRITERIOS DE ÉXITO	2.-QUE UNA RADIOGRAFÍA NO SIEMPRE DEMUESTRA EVIDENCIA DE RADIOLUCENCIA PRELIMPLANTARIA
3.-PERDIDA ÓSEA NO MAYOR DE UNA TERCERA PARTE DE LA ALTURA VERTICAL DEL IMPLANTE	3.-QUE LA PERDIDA VERTICAL OSEA SEA MAYOR DE 0.2 MM ANUALES, A PARTIR DEL PRIMER AÑO DEL SERVICIO DEL
4.-INFLAMACIÓN GINGIVAL FACTIBLE. AUSENCIA DE SÍNTOMAS DE INFECCIÓN, AUSENCIA DE LESION A LOS DIENTES ADYACENTES, AUSENCIA DE ANESTESIA, PARESTESÍA O VIOLACIÓN DEL CANAL MANDIBULAR	4.-QUE LA REALIZACIÓN DE CADA IMPLANTE ESTÉ CARACTERIZADA POR LA AUSENCIA DE SIGNOS O SÍNTOMAS IRREVERSIBLES Y/O PERSISTENTES TALES COMO DOLOR, INFECCIONES, NEUROPATÍAS, PARESTESÍA Ó VIOLACIÓN DEL CANAL MANDIBULAR
5.-PARA SER CONSIDERADO COMO ÉXITO, EL IMPLANTE DENTAL DEBE PROVEER UN SERVICIO FUNCIONAL DURANTE 5 AÑOS EN EL 75% DE LOS CASOS	5.-QUE EN EL CONTEXTO DE LO CITADO ANTERIORMENTE, SEAN CRITERIOS MINIMOS DE ÉXITO; UN PORCENTAJE DE ÉXITO DEL 85% A LOS 5 AÑOS DE OBSERVACIÓN Y DEL 80% A LOS 10 AÑOS

Tabla 3 Diferencias entre un implante estable y un implante oseointegrado histológicamente.<sup>23</sup>

En 1986 Albreksson y cols declararon que los puntos citados por Schnitman y Shulman no eran aplicables, por lo que propusieron los siguientes puntos para predecir un implante oseointegrado exitosamente:

- Que un implante individual sea inmóvil cuando se examina clínicamente.
- Que una radiografía no siempre demuestra evidencia
- Que la pérdida vertical del hueso debe ser inferior a 0.2 mm cada año tras el primer año de servicio del implante.
- Que la ejecución del implante se caracteriza por una ausencia de síntomas como dolor, infección, parestesias o violación del canal mandibular.
- Que en dicho contexto las mínimas probabilidades de éxito son de un 85 % tras un periodo de observación de 5 años.<sup>23</sup>



Por ello en el Workshop Europeo de la Federación Europea de Periodoncia en 1993, tomando en cuenta ambos resultados frente a la colocación de implantes, se definieron los siguientes conceptos clínicos para definir cuando un implante es oseointegrado con éxito:

- Éxito: Implantes que cumplan los criterios aceptados y citados con anterioridad.
- Supervivencia: Implantes que permanecen en función pero que no cumplen los criterios de éxito o no han sido examinados para tal fin.
- Incontrolados: Implantes de pacientes que no acuden a su revisión. Incluyen lógicamente a los fallecidos.
- Fracaso: Implantes con movilidad obvia, pérdida ósea marginal perimplantaria superior a 1.5 mm durante el primer año de inserción de la prótesis y presencia de dolor o parestesia persistente.<sup>23</sup>



## CONCLUSIONES

El éxito de un implante depende del comportamiento de la interfase tejido óseo-implante, es decir de la oseointegración, como Branemark lo ha sustentado en sus postulados por años.

En este proceso participan muchas variables:

- El tipo de material utilizado, para la elaboración de implantes dentales, es el titanio c.p. ya que gracias a sus propiedades biocompatibles y su composición lo hacen idóneo para su uso en la colocación de implantes de forma predecible en el hueso receptor.
- La forma y topografía del cuerpo del implante dental influyen en la estabilidad, los implantes cónicos o cilíndricos roscados ofrecen una adecuada estabilidad primaria evitando micro movimientos durante las etapas de cicatrización y proporcionando un anclaje, resistencia y rigidez en la unión hueso-implante para una exitosa oseointegración.
- El tipo de superficie del cuerpo del implante dental es el principal factor que interviene en la aceptación del tejido, el fosfato cálcico y la hidroxiapatita son materiales biocompatibles que promueven el contacto entre células ósea formando hueso de forma acelerada, dando una oseointegración de mejor calidad en menor tiempo.
- Las cargas mecánicas deben ser consideradas en los tiempos de cicatrización de la interface hueso-implante, para conseguir una conexión directa estructural y funcional durante la rehabilitación protésica.



- La técnica quirúrgica y el cuidadoso manejo de los tejidos blandos participan en el éxito a largo plazo del implante dental, formando una barrera alrededor del implante que protegerá la interfase implante-hueso.
- Tomar en cuenta los aspectos inherentes a cada paciente, por la calidad y tipo de hueso que dependiendo si es denso o trabecular, serán las características de la zona a implantar optimizando la estabilidad primaria de los implantes y aumentando las posibilidades de éxito del proceso de oseointegración.

La oseointegración es el mecanismo de unión para la incorporación en el hueso vivo del implante de titanio, de una forma predecible para su éxito.



## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Vanegas Acosta JC, Landínez Parra NS, Garzón-Alvarado DA. Revista cubana de estomatología. *Rev Cubana Estomatol.* 2010;47(1):14-36. [http://scielo.sld.cu/scielo.php?pid=S0034-75072010000100003&script=sci\\_arttext&tlng=pt](http://scielo.sld.cu/scielo.php?pid=S0034-75072010000100003&script=sci_arttext&tlng=pt).
2. Fernandez-Tresguerres Hernandez-Gil I, Alobera Gracia MA, Del Canto Pingarrón M, Blanco Jerez L. Bases fisiológicas de la regeneración ósea I. Histología y fisiología del tejido óseo. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2006;11(1):32-36.
3. Vanegas Acosta JC. Modelado Matemático de la Oseointegración de un Implante Dental.
4. Lindhe J, Karring T, Lang NP. Chapter 33 Osseointegration: Historic Background and Current Concepts,. In: Karring T, Lang NP, eds. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry.* 4 edition. Brithish, London: by Blackwell Munksgaard, a Blackwell Publishing Company; 2003:809-818.
5. Marques Padovan LE, De Mattias Sartori Geninho Thomé IA, Moreira Melo AC. Carga Inmediata e Implantes Osteointegrados posibilidades y Técnicas. In: *Carga Inmediata e Implantes Oseointegrados.* ; 2013:5-27.
6. La EDE, Del C, En H, Implantes SDE. Acta Odont. Venez. Vol 54 N° 2 AÑO 2016 TRABAJO ORIGINAL EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DEL HUESO EN SITIOS DE IMPLANTES DENTALES CON TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA. 2017;54:1-9.
7. Brånemark R, Brånemark ; P-I, Rydevik B, Myers RR. Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: A review and the VA San Diego Healthcare System. 2001;38(2):175-181. <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.566.7055&rep=rep1&type=pdf>.
8. Albrektsson T, Johansson C. Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *Eur Spine J.* 2001;10:S96-S101. doi:10.1007/s005860100282
9. Peñarrocha Diago M. Conceptos generales de implantología. In: *Implantología Oral.* Spain: Ars Medica; 2001:7-15.
10. González Beriau Y, Enrique Castillo Betancourt E, Mesa Reinaldo B. Osseointegration of Immediate Transalveolar Implants. 2016:2-8.
11. DDS, MS KWH. Ortho-Integration: The Alliance Othodontics and Osseointegration. In: *Orthodontic Applications of Osseointegrated Implants.* Quintessence books Publishing Co, Inc; :2.
12. Kumar G, Narayan B. Osseointegrated titanium implants: Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Class Pap Orthop.* 2014;6470:507-509. doi:10.1007/978-1-4471-5451-8\_133



13. Valenzuela C, Carrasco J, Silva M, Yáñez P. Estudio clínico piloto: cuñas de titanio, una alternativa para mejorar la estabilidad primaria de implantes. *Rev clínica periodoncia, Implantol y Rehabil oral*. 2013;3(1):39-42. doi:10.4067/s0719-01072010000100007
14. Noriega MN, González GM. implantosoportada en zona anterior . Presentación de. 2013;17:97-102.
15. A EL, I OG, E VO. La biología de la oseointegración en los implantes postextracción The biology of osseointegration in postextraction implants. :131-139.
16. Albrektsson T, Albrektsson B. Osseointegration of bone implants: A review of an alternative mode of fixation. *Acta Orthop*. 1987;58(5):567-577. doi:10.3109/17453678709146401
17. Martínez González JM, Cano Sánchez J, Campo Trapero J, Martínez González JM, García Sabán F. Diseño de los implantes dentales: Estado actual. *Av en periodoncia e Implantol oral*. 2002;14(3):129-136. <http://dialnet.unirioja.es/servlet/extart?codigo=4542184>.
18. Ruiz Mata L, Díaz Campos E, Sánchez Garcés MA, et al. Revisión bibliográfica de Implantología Bucofacial del año 2011: Primera parte. *Av en Periodoncia e Implantol Oral*. 2013;25(1):17-39. doi:10.4321/s1699-65852013000100003
19. Elias CN, Lima JHC, Valiev R, Meyers MA. Biomedical applications of titanium and its alloys. *Jom*. 2008;60(3):46-49. doi:10.1007/s11837-008-0031-1
20. Ellingsen JE, Thomsen P, Lyngstadaas SP. Advances in dental implant materials and tissue regeneration. *Periodontol 2000*. 2006;41(1):136-156. doi:10.1111/j.1600-0757.2006.00175.x
21. Erwin, Ciro Zuleta; Esperanza LG. Cementos óseos de fosfato tricálcico: una breve aproximación. *Rev Virtual Pro*. 2015;162(168):18. <http://www.revistavirtualpro.com/revista/ingenieria-de-metodos/7>.
22. Lárazo P, Santoro F, Herrero M, Maiorana C. Superficies de implantes dentales, capítulo 2. In: *Oseointegración Avanzada*. 1st ed. Madrid: Editorial Ripano; 2010:13-28.
23. Boderau EF, Bascones MA, Maddaalena L, Maddalena A. Biología de la oseointegración. In: *Odontología Restauradora Contemporánea Implantes y Estética*. Ediciones. ; :11-35.
24. Koch FP1, D W, S K, S B, A J-E, W. W. *Osseointegration of One-Piece Zirconia Implants Compared with a Titanium Implant of Identical Design: A Histomorphometric Study in the Dog*. *Clin Oral*(2010). doi:10.1111/j.1600-0501.2009.01832.x
25. Lutz R, Srour S, Nonhoff J, Weisel T, Damien C, Schlegel K. Biofunctionalization of titanium implants with a biomimetic active peptide (P-15) promotes early osseointegration. *Clin Oral Implant Res*. 2010;(7): 726-34.



26. Konkolewsky H-HJMBO. Prólogo DISEÑO DE IMPLANTES DENTALES A LA MEDIDA PARA EL ÁREA MAXILAR. *Rev Int Segur Soc.* 2012;65(4). doi:10.1111/j.1752-1734.2012.01441.x
27. Jeong R, Marin C, Granato R, et al. Early bone healing around implant surfaces treated with variations in the resorbable blasting media method. A study in rabbits. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2010;15(1). doi:10.4317/medoral.15.e119
28. Lee J, Wikesjö UME, Hall J, et al. Evaluation of Implants Coated With Recombinant Human Bone Morphogenetic Protein-2 and Vacuum-Dried Using the Critical-Size Supraalveolar Peri-Implant Defect Model in Dogs. *J Periodontol.* 2010;81(12):1839-1849. doi:10.1902/jop.2010.100220
29. Asthetica. El implante Certain transgingival, la relación implantoactiva. Presented at the:
30. Romero-Gavilán F. Obtención de recubrimientos bioactivos: Estudio del efecto de la variación del contenido en TEOS en una red vitrea de alcoxisilanos. 2014:91.
31. Rodríguez Rius D, García Saban FJ. Caracterización físico-química de la superficie de 9 implantes dentales con 3 distintos tratamientos de superficie. *Med Oral, Patol Oral y Cirugía Bucal (Ed impresa).* 2005;10(1):48-57.
32. Dr. Machín Muñiz JA. Mantenimiento de las Rehabilitaciones con implantes dentales. In: *Como Identificar, Prevenir y Tratar Las Complicaciones En Implantología.* 1°. Madrid: Ripano; 2012:501-517.
33. Andrés S, Pulido G, González V, Navarro F, López F, Panadero A. Periimplantitis y mucositis periimplantaria. Factores de riesgo, diagnóstico y tratamiento Risk factors, diagnosis and treatment of peri-implant disease: A literature review SEGURA ANDRÉS G\* GIL PULIDO R\*\* VICENTE GONZÁLEZ F\*\*\* FERREIROA NAVARRO A\*\*\*\* FAU. *Av Periodoncia.* 2015;27(1):25-36. doi:10.4321/S1699-65852015000100004
34. Laboulais JN. Diseño De Un Sistema De Cuantificación De Metales Disueltos En Fluidos Fisiológicos Simulados Para La Mejora De Biomateriales Utilizados En Prótesis Articulares. 2013.
35. Novaes AB, de Souza SLS, de Barros RRM, Pereira KKY, Iezzi G, Piattelli A. Influence of implant surfaces on osseointegration. *Braz Dent J.* 2010;21(6):471-481. doi:10.1590/S0103-64402010000600001
36. Buser D, Broggini N, Wieland M, et al. Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *J Dent Res.* 2004;83(7):529-533. doi:10.1177/154405910408300704
37. Medel Soteras R, Ortiz García I, Velasco Ortega E, et al. La carga precoz de los implantes GMI con conexión interna y superficie arenada y grabada. *Av en Periodoncia e Implantol Oral.* 2014;26(2):67-75. doi:10.4321/s1699-65852014000200002
38. Steigenga J, Al-Shammari K, Misch C, Nociti Jr. FH WH-L. Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to



- reverse torque in the tibia of rabbits. *J Periodontol.* 2004;1233-1241.
39. Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. *J DentEduc.* 2003;67(8):932-949. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12959168>.