



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**REVISIÓN DE DOS RECUBRIMIENTOS UTILIZADOS EN
IMPLANTES DENTALES**

T E S I S A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A :

JUAN CARLOS HERNÁNDEZ PACHECO

DIRECTORA DRA.MIRELLA FEINGOLD STEINER

MÉXICO D. F.

MAYO 2007



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Agradezco a Dios que me permitió llegar a este momento y lugar y así tener la oportunidad, de expresar por este medio mis sentimientos.

Seria un tanto ingrato al decir que estas son todas las personas a las que quiero darles las gracias, pues he conocido a muchas amistades de las cuales seria imposible mencionarlas en este escrito. Gracias a todos,

Le dedico este trabajo a mis padres:

Dr. Fernando Hernández Rodríguez de León

Quien me enseñó a perseverar y alcanzar metas. Siempre contando con su apoyo y con su amor.

Gracias papá. Te amo.

Psicóloga. Sara Pacheco González.

Gracias por apoyarme, por estar conmigo en todo momento, y sobre todo por tu amor.

Gracias mamá. Te amo.

Para mis hermanos:

Fernando (gordo), Luis (tacho) y Daniel (rocksty).

Los amo.

Recuerdo especial para mis abuelos.

Aurora y Fernando quienes me acogieron en su hogar como un hijo más.

Modesta y Miguel Gracias por todo su amor.

A Fabiola.

Te agradezco por estar conmigo y compartir tantos momentos felices.

Te amo.

A los Señores Natalia y Conrado:

Les agradezco de corazón todo el apoyo y cariño que me han brindado y permitirme entrar a su hogar con su familia. Miguel, César, Claudia, Ana.

También Almendra.

Dra. Mirella Feingold.

Mi directora de tesina, a quien con su paciencia y apoyo, logré la elaboración de este trabajo.

Gracias.

Maestra, Amalia Cruz.

Por su enseñanza, consejos y apoyo, en este seminario, le tomé en gran estima.

Muchas gracias.

No me podía faltar la banda:

A mis amigos de siempre , Yara, Rocío, Jacqueline, Zuly, Mercedes, Claudia, Bárbara, Verónica, Mónica, Sr.memo, Jorge, Marcos, Moisés, Naty, Jessica, Massiel, Alejandra, Alicia y a la estudiantina, para todos. Gracias por su amistad.

Y a mis nuevos amigos.

Ariadna, Evelyn, Diana, Heriberto, y a los que me faltaron. Les agradezco su amistad.

A la facultad de Odontología.

Por todo lo que me brindó al ingresar a ella, conocimientos, experiencia, amistades, por mi profesión. Gracias.

A la Universidad Nacional Autónoma de México.

Por ser parte de ella y sentirme orgulloso de pertenecer a esta casa de estudios

***“POR MI RAZA, HABLARÁ EL ESPÍRITU”
U.N.A.M.***

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN.....	5
-------------------	---

Capítulo 1. IMPLANTOLOGÍA

1.1.-Historia de la Implantología.....	7
1.2.-Implantología dental.....	10
1.3.-Clasificación de los implantes.....	11
1.4.-Criterios de éxito en Implantología dental.....	13

Capítulo 2. OSEOINTEGRACIÓN

2.1.-Oseointegración.....	14
2.2.-Factores condicionantes de la oseointegración	15
2.3.-Células óseas y matriz osteoide.....	19
2.4.-Interfase hueso-implante.....	24
2.4.1.- Fibrointegración.....	24
2.5.-Densidad ósea.....	26

Capítulo 3. RECUBRIMIENTOS

3.1.-Recubrimientos utilizados sobre los implantes dentales.....	28
3.2.-Tipos de recubrimientos usados	30
3.3.-Integración de los implantes dentales.....	34

Capítulo 4. REVISIÓN DE 2 RECUBRIMIENTOS.

4.1.- Titanio puro.....	36
4.1.2. Sistema Branemark.....	39
4.2.- Óxido de titanio.....	41
4.2.1- Immediate function.....	45
4.3.- Fosfato de calcio.....	47
CONCLUSIONES.....	56

FUENTES DE

INFORMACIÓN.....	58
------------------	----

INTRODUCCIÓN

La presente tesina, que se ofrece a consideración del lector, se realiza con la finalidad de revisar los dos recubrimientos utilizados sobre implantes dentales, los más recientes en la actualidad.

Es una realidad que desde tiempos ancestrales, ha medida que el hombre ha ido perdiendo sus órganos dentales, por causas como: Caries, traumatismos, enfermedad periodontal, ha buscado la forma de reemplazarlos por diversos materiales, que consigan devolver la funcionalidad y la estética.

Por ello hemos concebido esta obra tratando de abarcar en los primeros capítulos generalidades sobre Implantología, revisando la historia de esta misma, desde el periodo Neolítico hasta la actualidad. A continuación enumeramos la clasificación sobre los implantes, para después hablar sobre los criterios de éxito en Implantología dental, según Albrektsson y cols. Los cuales modificaron, todos los criterios anteriores a 1986 que se habían expuesto, para emitir los cinco criterios de éxito más valorados hasta nuestros días.

En este trabajo es importante hablar sobre la oseointegración, para poder comprender la relación hueso-implante, para ello creemos conveniente revisar el proceso de la osteogénesis.

En los siguientes capítulos sometemos a revisión nuestro objetivo principal:

-El uso de recubrimientos sobre los implantes dentales, los cuales son utilizados para proporcionar una mayor integración entre hueso e implante dental, estos han sido objetos de diversos estudios e investigaciones, con el

propósito de lograr una mayor oseointegración. Y así evitar una fibrointegración, la cual no se considera la unión ideal, en relación hueso-implante.

Esta comprobado científicamente que el material de primera elección para la fabricación de los implantes dentales es el titanio puro, el cual gracias a sus propiedades químicas-mecánicas tiene una cicatrización anquilótica, por medio de un proceso que opera a nivel molecular, formando una fina película de tetraóxido de titanio, la cual su función es obtener una mayor fijación del implante al hueso.

La ciencia en su constante evolución ha creado el uso de recubrimientos sobre los implantes, con el fin de proporcionar, una fijación todavía mayor al hueso y evitar complicaciones post-tratamiento.

Revisaremos los dos tipos de recubrimientos más recientes:

El TiUnite, de aproximadamente medio año de haber salido al mercado nacional, y el NanoTite de presentación aproximada un mes de haber realizado esta revisión.

El primero basa sus bondades en brindar una capa mayor de óxido de titanio y así evitar el proceso de la fibrointegración, (que es uno de los principales problemas en la unión hueso-implante), el segundo es un recubrimiento hecho a base de fosfato de calcio, que basa sus propiedades en el efecto osteo-conductivo de la hidroxiapatita, con la diferencia que este emplea la tecnología Nano.

Con este trabajo se pretende que el odontólogo de practica general tenga conocimiento del auge de la Implantología como tal, y la considere dentro de las acciones, para rehabilitar a los pacientes, además, de motivar al odontólogo a seguirse preparando profesionalmente para así poder ofrecer un tratamiento dental completo en el cual incluya la calidad y calidez dignos de la profesión de cirujano dentista.

Historia de la Implantología.

Desde tiempos remotos el hombre ha intentado sustituir los dientes perdidos, ya sea por caries, traumatismos o enfermedad periodontal, la primera prótesis de la que se tiene conocimiento es una implantación necrósica realizada durante el Neolítico (Hace 9000 años) .En la región de Faid Suard, en Argelia. El cráneo pertenecía a una mujer joven que presentaba un trozo de falange de un dedo introducido en el alvéolo del segundo premolar superior derecho.¹

Los restos antropológicos más remotos de implantes colocados in vivo pertenecieron a la cultura maya, el arqueólogo Wilson Popenoe, en 1931, descubrió en la playa de los muertos de Honduras un cráneo que presentaba en la mandíbula tres fragmentos de concha introducidos en los alvéolos de los incisivos , este cráneo data del año 600 d.C.

En el siglo X Abulcasis, escribe : “En alguna ocasión cuando uno o más dientes se han caído, pueden reponerse otra vez en los alvéolos y unirlos de la manera indicada (con hilos de oro),esta operación debe ser realizada con gran delicadeza por manos habilidosas.

Asimismo en el Medievo, los cirujanos barberos, ante las exigencias de los nobles y militares de rango, pusieron de moda los transplantes dentales, utilizando como donantes a los plebeyos, soldados y sirvientes, pero con resultados obviamente negativos.

A principios del siglo XIX se llevó a cabo la colocación de los primeros implantes metálicos intra-alveolares. Maggiolo en 1809 introdujo un implante de oro en el alvéolo de un diente recién extraído, posteriormente R.E.Payne en 1901 presenta su técnica de implantación en el tercer Congreso Dental Internacional , utilizando una cápsula de plata colocada en

el alvéolo de una raíz . Más tarde en 1909, Algrave demostró el fracaso de esta técnica con plata, debido a la toxicidad de este metal para con el hueso. En 1910 E.J. Greenfield utilizó una cresta de Iridio y oro de 24 quilates introduciéndola en el alvéolo, este autor podría ser considerado como el científico que en 1915 documentó las bases de la Implantología moderna, haciendo referencia a las normas sanitarias de limpieza y esterilidad .En 1937 surgen las 2 escuelas clásicas, la Subperióstica del sueco Dahl y la Intraósea de Strock,

Aunque Dahl no pudo desarrollar sus trabajos en Suecia por prohibición de las autoridades sanitarias bajo amenaza de retirarle el título (1943) ; Los americanos Gerschhoff y Goldberg lo visitaron , interesándose en sus trabajos y siguiendo sus instrucciones, publicaron en 1948 resultados con implantes de Vitalium .

En Europa, la Implantología se hizo popular rápidamente. En la década de los cincuenta, ya se trabajaban en Italia los implantes yuxtaóseos , con Marziani, además tuvo gran auge en Francia y esto influye sobre los españoles, su representante fue Pascual Vallespín, quien en Zaragoza, realizó novedosas modificaciones en la técnica de implantes subperiósticos, introduciendo conceptos vigentes hasta hoy, como el de realizar la incisión fuera de la cresta alveolar para cubrir perfectamente el implante.

En 1952 el Dr. Peringvar Branemark, sueco, que curiosamente no era dentista sino traumatólogo, descubrió lo que hoy se conoce como oseo-integración, la que descubre al realizar estudios microscópicos in vitro de la médula ósea en el peroné de conejo para conocer mejor la vascularización luego de practicar traumatismos óseos, introdujo una cámara óptica de-----

titanio en el hueso del conejo; Al ir a retirar la cámara comprobó que esta no se podía retirar del hueso, ya que dicha estructura de titanio se había incorporado por completo en el hueso, y el tejido mineralizado era totalmente congruente con las micro irregularidades del titanio .

En 1954 Carol Murillo colocó varios implantes intra-alveolares de acrílico que fracasaron.

En 1967, Shanhaus desarrolló los implantes cerámicos roscados y posteriormente Linkow aportó el implante Ventplant, cuyo tornillo era autorroscable. En el año de 1968 aparece el implante endo-óseo en extensión, más conocido como implante laminar, realizado en titanio ligero y resistente a la corrosión.

Posteriormente, en 1970 Roberts y Roberts diseñaron el implante endo-óseo ramus blade o “lamina de rama”.

En 1978 se presentan los estudios experimentales y resultados obtenidos por el grupo sueco de Goteborg dirigido por Branemark y T.Albrektson , sobre oseointegración .

A principios de la década de los 80s, Calcitek Corporation desarrolló la calcitita, hidroxiapatita cerámica policristalina.

Durante la década de los años 90s la Implantología dental ha conseguido consolidarse como una nueva área de la cirugía, considerándola un procedimiento quirúrgico predecible. 1

Implantología dental.

Los implantes dentales son elementos fabricados para ser colocados en los maxilares desdentados y realizar la función de los dientes perdidos, por motivos diversos, como: Caries, traumatismos o enfermedad periodontal, la pérdida dental es la mutilación más frecuente en la especie humana, por lo que siempre desde tiempos inmemoriales se ha buscado la forma de reemplazar los órganos dentales perdidos tanto por materiales naturales y / o sintéticos.

Los hallazgos arqueológicos hablan de la reposición dental no solo en vivos, sino también en los muertos, con la intención de embellecer el recuerdo de la persona fallecida.

La necesidad de un implante dental surge como respuesta lógica a la ausencia de los dientes, elementos necesarios para la masticación y muy importantes para el prestigio y las relaciones sociales.



F
Figura
1
Estas
son
imágenes
de
ejemplares
de

lo que se intentó hacer en la antigüedad para sustituir las piezas dentarias perdidas.2

Clasificación de los implantes dentales.

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

- 1.-Sitio de localización del implante.
- 2.-Composición del implante.
- 3.-La interfase resultante entre hueso-implante.

I. De acuerdo al sitio de localización del implante:

- a) Endo-óseo o Intra-óseo, son colocados a través de la encía en el hueso y sirven como pilares artificiales.
- b) Subperiósticos o yuxta óseos, posterior a una impresión de los maxilares, una estructura es acaballada sobre el reborde óseo, pilares transmucosos soldados a la estructura metálica sirven de soporte a una prótesis.
- c) Trans-óseos o transmandibulares, presentan una inserción a partir del borde inferior de la mandíbula y por medio de unos pilares se proyectan a la boca para soportar una prótesis.

II.-De acuerdo a la composición del implante :

- a) Cerámicos, incluyen vidrio, alúmina (óxido de aluminio) , aluminio cálcico y fosfato tricálcico.
- b) Carbón que puede ser pirolítico o vítrio.
- c) Polímeros, incluyen polimetilmetacrilato, politetrafluoretileno (teflón) y fibras de carbón (proplast).
- d) Metales, es el material de elección en la actualidad debe ser inerte , no corrosivo, no biodegradable y biocompatible entre los más comunes se

encuentran el titanio comercialmente puro , la aleación de titanio y la de Cromo-Cobalto-Molibdeno.7

III.-De acuerdo a la interfase resultante entre hueso-implante:

a) De interfase directa sin presencia de tejido fibroso.

-La primera interfase es la denominada oseointegración que resulta del contacto íntimo y dinámico entre una capa de óxido de titanio proveniente del titanio y una capa de proteoglicanos proveniente del huésped de 30 a 40 Um que lo separan del hueso.

-La segunda interfase es la bio-integración donde una hidroxiapatita que recubre el implante, la separa del hueso, pero se considera de interfase directa gracias a la capacidad ósteo inductiva de la hidroxiapatita.

b) De interfase indirecta:

-Fibrointegración de tejido fibroso que separa el metal del hueso. 7

Criterios de éxito en implantología dental.

La obtención de éxito en los implantes se produce cuando se cumple la definición de oseointegración aportada por Branemark: “ Conexión estructural y funcional directa entre el hueso vivo y la superficie de un implante sometido a carga funcional “ .

En 1986 Albrektsson y cols. Modificaron todos los criterios anteriormente expuestos y a su vez emitieron los cinco criterios de éxito más valorados en los últimos años, que son:

1. Que un implante sea individual, no ferulizado e inmóvil cuando se le examina clínicamente.
2. Que la radiografía no muestre signos de radiotransparencia peri - implantaria.
3. Que la pérdida vertical ósea sea menor de 0.2 mm anuales a partir del primer año de uso del implante.
4. Que la persistencia individual del implante debe caracterizarse por la ausencia de signos y síntomas como: dolor, infección, neuropatía, parestesias o vulneración del canal mandibular.
5. Dentro del contexto de lo anteriormente expuesto, el porcentaje de éxito a los 5 años debe ser superior al 85%, y del 80% a los 10 años.¹

Oseointegración.

Branemark define este término como “conexión estructural y funcional directa entre el hueso vivo y la superficie estructural de un implante sometido a carga funcional”.⁵

La oseointegración, tiene en la práctica un sentido preciso, clínicamente una inmovilidad del implante luego de someterlo a carga, y la ausencia de síntomas sensitivos o infecciosos son los signos de la oseointegración ⁴.

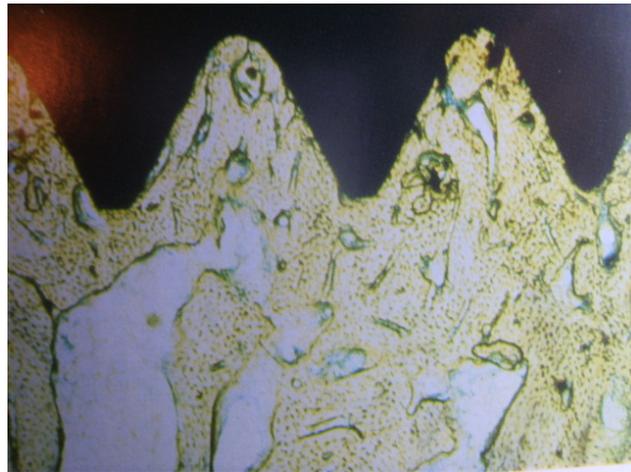


Fig 2.En estudio con microscopio de luz revela la gran adaptación entre titanio y hueso adyacente.⁶

Factores condicionantes de la oseointegración.

Los factores que están relacionados con el logro de la oseointegración pueden ser divididos en:

Factores controlables:

- Técnica quirúrgica.
- Velocidad de rotación.
- Filo del instrumento.
- Forma de irrigación.
- Temperatura del líquido de irrigación.
- Vascularización ósea.

Factores no controlables:

- Microestructura.
- Tipo de biosuperficie. 5

Factores controlables.

La preparación del lecho óseo receptor ejerce una influencia sobre su cicatrización, Independientemente de las precauciones quirúrgicas adoptadas ,aparecerá inevitablemente una zona necrótica como resultado del traumatismo realizado al hueso, el proceso reparador dependerá del grado de vascularización de la zona, asimismo depende de la transformación final de las células mesenquimatosas indiferenciadas atraídas hacia los osteoblastos, facilitando el contacto hueso-implante buscado o hacia fibroblastos que dan origen al tejido fibroso interpuesto, Albrektsson 1985 señaló que el hueso necrosado puede quedar bajo la forma de un secuestro que no se reparará jamás si la revascularización de la zona es inadecuada, esto se puede resumir de la siguiente manera:

- Si la vascularización es escasa el hueso necrosado queda como un secuestro.
- Si la vascularización es intermedia o el implante está sometido a algún tipo de fuerza se formará tejido fibroso.
- Si la vascularización es normal aparecerá una nueva cicatrización ósea.⁹

- **Técnica Quirúrgica:**

Para la colocación de los implantes dentales, se necesitan las condiciones operatorias de la cirugía bucal clásica.

Es muy importante seleccionar minuciosamente la técnica, a fin de poder obtener un mejor pronóstico en la implantación, por supuesto que debe de una asepsia meticulosa.⁵

- Velocidad de rotación:

Es de suma importancia trabajar observando la velocidad de rotación del instrumento, considerando que esta es entre 700 a 1000 rev/min.⁵

Toda temperatura superior, provoca el cese permanente de la circulación sanguínea y por tanto una zona necrótica que no mostrara ningún signo de reparación al cabo de 100 días.⁹

De hecho lo más importante no es saber a que temperatura se necrosa el hueso, sino cuál es la elevación máxima de temperatura que permite una reconstrucción ósea correcta en contacto; Eriksson y cols. (1983) en sus investigaciones aportan datos sobre los efectos a corto y largo plazo de una elevación de la temperatura en el hueso, los resultados se resumen en la siguiente tabla:

Efecto.

Temperatura + tiempo	Inmediato	A largo plazo
50°C X 1min.	Hiperemia importante	Sustitución ósea por tejido fibroso.
47°C X 5min.	Hiperemia discreta	Fibrosis ósea con osteogénesis ocasional
47°C X 1min.	-----	Remodelación ósea normal

Eriksson (1983)⁹

-
- Forma y filo del instrumento:

El diseño de las fresas es importante, puesto que de la fricción que se genera sobre el tejido depende en parte, el aumento de la temperatura, de ser posible el filo sólo debe encontrarse en el extremo para no correr el riesgo de ensanchar el neo-alveolo. Las fresas en general no deberían ser utilizadas más de 20 ocasiones.⁵

En 1962 Brunel y cols. Demostraron en sus estudios, que cuando un instrumento presenta una eficacia de corte perfecto, la energía liberada es esencialmente mecánica, si la eficacia disminuye, la producción de calor aumenta.

La utilización de una fresa de refrigeración interna parece disminuir de forma significativa la temperatura del lugar fresado. Los estudios iniciales de Lavelle(1980) y los posteriores de Kirschner(1985) sobre este tipo de fresas demostraron que la evacuación in vivo del calor es mucho mayor con la irrigación interna que con la externa, ahora en conjunto ambas aumenta de manera conjunta notablemente la evacuación del calor producido por la fricción .⁹

- Tipo de irrigación:

Es preferible pues la combinación de irrigación interna y externa que deberá ser mantenida durante unos cuantos segundos después, de terminado el corte. Se recomienda el uso exclusivo de suero fisiológico ya que este conserva la isotonía celular.⁹

- Temperatura del líquido de irrigación:

Si bien se aconseja que el líquido se mantenga en refrigeración, la temperatura no deberá ser menor de 20 grados, para prevenir la lisis celular que se puede presentar debido al choque térmico ⁴.

Células óseas y matriz osteoide.

El hueso es una forma rígida de tejido conectivo con propiedades mecánicas y biológicas únicas, por ejemplo, se puede curar sin formación cicatricial, y se puede adaptar a las condiciones de carga, cambiando la estructura, el hueso se compone de hueso compacto y de hueso esponjoso o trabecular.

El hueso compacto se constituye por hojas densamente empaquetadas de laminillas que incluyen osteonas, sistemas haversianos con canales de vasos intersticiales y paralelos, mientras que el hueso esponjoso es una red de tabletas y espículas de laminillas óseas es decir trabéculas óseas, el hueso esponjoso tiene 70% de tejido blando principalmente en el hueso medular mientras que el hueso cortical esta mineralizado hasta en un 95% (el hueso compacto es de 10 a 20 veces más rígido que el hueso esponjoso, lo cual explica porque soporta mejor los implantes dentales que el hueso esponjoso).

La formación ósea tiene tres fases que son: La endocondrial, la intramembranosa y aposicional.

En la formación ósea endocondrial se forma una matriz cartilaginosa que posteriormente se sustituye por huesos: los huesos largos, la base del cráneo y los huesos de la columna vertebral se forman por este tipo de osificación.

En la osificación intramembranosa esta comienza con la agregación de las células madre mesenquimales indiferenciadas, que luego se diferencian en osteoblastos y forman un osteoide en la matriz de colágeno, el osteoide se mineraliza posteriormente y cuando el osteoblasto se atrapa en el hueso mineralizado se llena con osteocitos.

Asimismo, en la formación ósea aposicional los osteoblastos producen el hueso sobre las superficies existentes del hueso, este tipo de osificación ocurre en el ensanchamiento perióstico de los huesos durante su desarrollo, crecimiento, durante la remodelación y la modelación del hueso.

Cabe recordar que el tejido óseo sufre una constante remodelación a lo largo de toda su vida.⁸

En caso de un trauma o una fractura, la osteotomía o la colocación de un implante dental, inicia el proceso preprogramado de cicatrización para reparar la fractura/defecto y para devolver al hueso su forma original por vía de remodelación/modelación.

En el hueso intramembranoso, la cicatrización se puede dividir en las siguientes fases:

- 1.-Formación del hematoma.
- 2.-Liberación y activación de mediadores desde los tejidos dañados y la sangre circulante.
- 3.-Acumulación de células inflamatorias y células mesenquimales.
- 4.-Revascularización y formación de tejido de granulación.
- 5.-Degradación tisular por macrófagos y células gigantes.
- 6.-Diferenciación celular a osteoblastos.
- 7.-Formación del hueso.
- 8.-Remodelación y modelación.⁸

El tejido óseo debe sus características de dureza y resistencia a la composición de la sustancia extracelular, denominada matriz ósea, que es producida por los osteoblastos, dicha matriz se constituye en un 10 % por agua, 60% es matriz inorgánica y un 30 % por matriz orgánica.¹⁰

La matriz inorgánica esta constituida por minerales de calcio y fosfato junto con hidroxilos, carbonato, citratos y vestigios de otros iones, tales

como sodio, magnesio y flúor, estas sales minerales aparecen como cristales de hidroxiapatita.¹¹

La constitución de la matriz orgánica se basa principalmente en colágena tipo I en un 95%, y el 5% restante lo constituyen pequeñas cantidades de proteínas no colágenas como osteocalcina, osteonectina, fosfoproteínas y proteoglicanos.⁷

Osteoblastos:

Son las células responsables de la formación y organización de la matriz extracelular del hueso y su posterior mineralización, además liberan algunos factores que son probablemente mediadores de la resorción ósea, son células cuboides que forman una capa en las superficies de los huesos en crecimiento. Los osteoblastos fabrican activamente proteínas, su principal producto es el colágeno tipo I que constituye el 90% de las proteínas del hueso, además de producir otras proteínas como la osteocalcina y las glicoproteínas fosforiladas. La fosfatasa alcalina y la colagenasa son las principales proteínas con actividad enzimática producidas por los osteoblastos.

12

Osteocitos:

Cierto número de osteoblastos quedan atrapados en las lagunas de la matriz pasando a ser osteocitos, estos están interconectados por un sistema de canalículos, aunque ya no se excretan materiales de la matriz, los osteocitos pasan por varias fases de maduración, hasta quedar por completo rodeados por la matriz y se mantienen en un estado de aparente reposo, consta de diversas fases como son : La fase formativa que es la que tiene lugar cuando todavía mantienen una actividad osteoblástica quedando atrapados en un tejido parcialmente osteoide, la fase siguiente es la de resorción que corresponde a un periodo de la vida del osteocito en la que es capaz de reabsorber la matriz ósea del borde de su laguna (fase osteolítica) y finalmente la fase degenerativa que es caracterizada por la fragmentación del núcleo, y donde los osteocitos probablemente mueren .¹²

Osteoclastos:

Estas son las células responsables de la resorción de la matriz ósea , son células polinucleadas de gran tamaño que se localizan en las superficies óseas firmemente asociadas a la matriz ósea, los osteoclastos se forman por la fusión de varias células mononucleares derivadas de una célula madre sanguínea de la médula ósea, mostrando muchas de las propiedades de los macrófagos.

Los osteoclastos se caracterizan por disponer de una porción de su membrana “arrugada” en forma de cepillo, rodeada de un citoplasma libre de orgánulos llamada “zona clara” con la que se adhiere a la superficie del hueso mediante integrinas, (receptores especializados del hueso). El proceso de resorción se inicia cuando el aparato de Golgi de las células excreta lisosomas con enzimas capaces de producir un microambiente ácido por debajo de la membrana. Una de las enzimas lisosomales de los osteoclastos es la fosfatasa ácida, estas enzimas son liberadas solamente en el borde de la membrana produciéndose en esta área las reacciones de degradación de la matriz que deben producirse antes de que el medio ácido disuelva las sales minerales del hueso .

La resorción osteoclástica depende de una serie de factores reguladores como lo son la hormona paratiroidea y la calcitonina, además de otros factores que afectan la funcionalidad de los osteoclastos como son los glucocorticoides y las prostaglandinas. 12

Interfase hueso-implante.

A la luz de los estudios clínicos publicados por Branemark en 1977 , las concepciones sobre la naturaleza deseable de la interfase hueso-implante han evolucionado considerablemente, la interposición de un tejido fibroso conjuntivo representa el concepto “clásico”, pero los excelentes resultados clínicos a largo plazo , publicados por los suecos, prueban que el contacto directo hueso-implante , la oseointegración , es más viable a largo plazo .

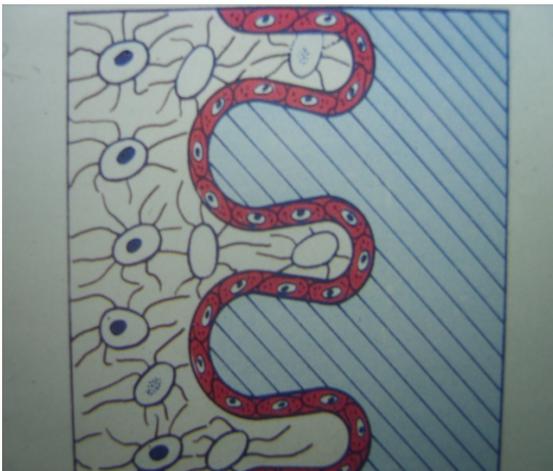
Fibrointegración.

Los primeros estudios histológicos publicados sobre los implantes de tipo hoja de titanio, (Babbush, 1972; Manderson,1972; James,1974; Doms,1974; Meenaghan y cols.1974) mostraban que el implante quedaba separado del hueso por una o varias capas de tejido fibroso de origen conjuntivo, este tejido se describió como altamente organizado, su función es la de amortiguar , al parecer las tensiones masticatorias, en contacto con este tejido se hallaba el hueso, perfectamente reconstruido con fuertes trabéculas cuya orientación se adaptaba a las nuevas tensiones.

En el estudio de Meenaghan (1974) sobre los cambios óseos a corto plazo mostró que al cabo de una semana los implantes tienen una movilidad de 1mm. Ligada con toda certeza a la presencia del eritema post quirúrgico, al cabo de un mes la cicatrización del implante es del tipo anquilosis, mientras que al tercer mes se nota el desarrollo de un tejido conjuntivo de unión muy organizado , como consecuencia de la aparición de los primeros residuos haversianos del hueso próximo .

La orientación de este tejido conjuntivo no se precisaba, pero los estudios histológicos posteriores (Bert,1987) demostraron que las fibras-----

eran paralelas a la superficie hueso-implante, por desgracia la evolución de este tipo de interfases resulta imprevisible y su espesor puede aumentar en relación con factores poco conocidos, este engrosamiento producido a expensas del hueso, entraña una osteólisis y la pérdida del implante, parece ser que la naturaleza del hueso tiene una influencia sobre esta reabsorción ósea periimplantaria, cuando: está bien trabeculado, es débil y cuando su porosidad es mayor, se fortalece, como se ha mostrado en algunos estudios clínicos.⁹



Al no seguir el procedimiento descrito se desarrolla una interfase de tejido conectivo fibroso.⁶

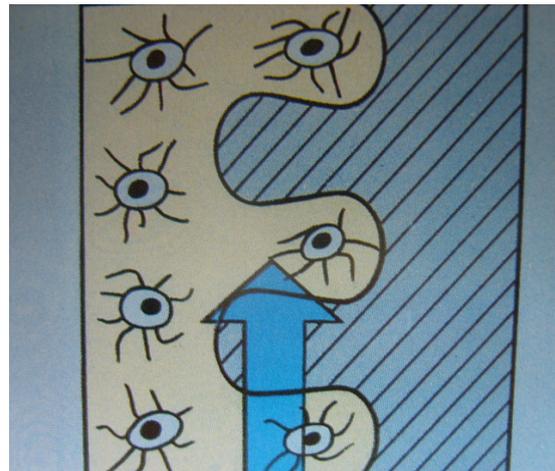


Figura 3

Lo que se quiere conseguir es un contacto directo entre la superficie ósea y el implante.⁶

Densidad ósea.

En 1998, Misch definió cuatro grupos de calidad ósea, basándose en las características macroscópicas del hueso.

Estas cuatro diferencias macroscópicas clasifican al hueso de mayor densidad a menor densidad.¹⁴

-Densidad ósea tipo 1 (D1)

La calidad ósea tipo 1 (D1) se refiere al hueso compacto denso.

El hueso D1 se encuentra en la zona anterior de la mandíbula.¹⁴ En Implantología no es considerado el hueso ideal, ya que durante el protocolo quirúrgico (osteotomía), puede ocurrir sobrecalentamiento por la dureza que presenta durante el corte, complicando el proceso de oseointegración comprometiendo el éxito del implante, además, de que se complica el roscado del mismo.¹⁵

-Densidad ósea tipo 2 (D2)

El hueso con densidad ósea tipo 2 (D2) es un hueso compacto denso y grueso que cubre una porción de hueso trabecular grueso.

Esta densidad ósea se encuentra principalmente en la zona anterior de la mandíbula y con menor frecuencia en la zona posterior mandibular.¹⁴

En Implantología es considerado el hueso ideal.¹⁵

-Densidad ósea tipo 3 (D3)

Es un hueso compacto poroso que rodea al hueso trabecular fino.

Este tipo se localiza en la zona anterior del maxilar y con menor frecuencia en la zona posterior de la mandíbula.¹⁴

-Densidad ósea tipo 4 (D4)

El hueso con densidad ósea tipo 4 (D4) es un hueso trabecular fino.

Este tipo de hueso se encuentra en las zonas posteriores del maxilar, normalmente en zona de los molares.¹⁴

Es considerado como el hueso de más baja calidad ósea, por lo que en Implantología, no es el más aceptado.¹⁵

LOCALIZACIÓN DE LOS TIPOS DE DENSIDADES ÓSEAS.

Clasificación	Anterior maxilar	Posterior maxilar	Anterior mandibular	Posterior mandibular
D1	0	0	6	3
D2	25	10	66	50
D3	65	50	25	46
D4	10	40	3	1

Figura 4

Localización anatómica de la densidad del hueso (% de incidencia)¹⁶

Recubrimientos utilizados sobre los implantes dentales.

El estado que presenta la superficie de un material tiene gran influencia sobre su capacidad de oseointegración.

Desde el punto de vista macroscópico, aquel material arenoso o rugoso muestra un aumento de la superficie de contacto en relación al mismo material pero liso, este aumento de superficie se le considera un elemento favorable, puesto que disminuye la presión transmitida al hueso, sin embargo cuando el material es una aleación metálica, parece ser que las irregularidades de superficie favorecen la formación de acumulaciones microscópicas (Picard.1986) y posteriormente la corrosión.

Desde el punto de vista microscópico, el estado de la superficie facilita que la sangre recubra el material, induciendo una cicatrización rápida y la oseointegración (Busing y cols.1983), la energía de superficie de un material determina su ángulo de tensión superficial y por tanto su humectabilidad (Baier,1988), el material con una energía de superficie escasa, es hidrófobo, mientras que si la energía es elevada, las células se extienden y desarrollan rápidamente .

La fibrina y los hematíes no tienen ninguna capacidad de adhesión a materiales lisos o enarenados durante 5 segundos, mientras que en un enarenamiento más prolongado o la transformación rugosa de una superficie con una fresa diamantada permite una mayor adhesión de la fibrina. Esta cohesión favorece ulteriormente la aposición ósea directa, pues es el primer estadio de la cicatrización ósea.

Claes y cols. (1976) y Olmstead y cols.(1983) demostraron que una superficie rugosa permite una mayor adherencia al hueso que una superficie lisa siempre y cuando se mantengan los demás parámetros sin cambios, en caso contrario, Steinemann y cols. (1986) demuestran que el exceso de rugosidad, como el depósito de partículas de titanio con la ayuda de un chorro de plasma, daría una menor resistencia a la tracción del hueso (1.5 N/mm² en 210 días) que una superficie arenada (3.5N/mm² en 210 días).⁹

Cuando se coloca el implante es de suma importancia que lo primero que debe recubrirlo es la sangre del paciente, todas las operaciones de fresado o de roscado deben desarrollarse bajo abundante aspersion de suero fisiológico, pero el roscado o el impacto debe hacerse sin aspersion y evitando todo contacto con la mucosa o la saliva del paciente, esto permite la adhesión de las proteínas plasmáticas y la fijación del callo, consiguiendo la colonización celular de la superficie del implante.⁹

TIPOS DE RECUBRIMIENTOS UTILIZADOS.

Todos los materiales únicos ofrecen ventajas más o menos importantes cuando se utilizan con un fin, pero también tienen algunos inconvenientes, los factores mecánicos favorecen la utilización de metales dentro del hueso, mientras que las consideraciones biológicas, al menos teóricas sugieren más bien el uso de cerámicas bioactivas.

En la Implantología dental se utilizan exclusivamente materiales aloplásticos que en esencia, pueden ser metales, sustancias de origen mineral (cerámicas en un sentido genérico) y resinas, la ventaja de estos materiales reside en su disponibilidad prácticamente ilimitada, su facilidad de manipulación (no existen problemas de extracción y su almacenamiento es sencillo) y su elaboración fisicoquímica, además, el nivel de calidad es muy elevado y parejo, se ha intentado en todo el mundo combinar las propiedades positivas de estos biomateriales y avanzar en el sector de los materiales de la Implantología, se ha intentado incorporar capas biológicamente estables de materiales cerámicos a los cuerpos metálicos de los implantes, para conseguir una mayor fijación.⁴

Al referirnos al término cerámicos, este engloba todos los cuerpos sólidos fabricados a partir de materiales de partida inorgánicos, no metálicos obtenidos mediante tratamiento térmico (temperaturas de 800°C).

Los materiales de cerámica de óxido de aluminio y de fosfato cálcico son muy importantes en la Implantología oseointegrada, cuando se utiliza la cerámica de Al_2O_3 trióxido de aluminio (cerámica bioinactiva), se espera una íntima adhesión del hueso laminar de soporte a la superficie de la cerámica (osteogénesis de contacto), mientras que con las cerámicas de fosfato cálcico, o las vitrocerámicas se obtiene una unión fisicoquímica (osteogénesis adhesiva), por la liberación de iones de calcio y fosfato al -----

medio por la liberación de iones calcio y fosfato al medio (cerámica bioactiva) y la inclusión de estos iones en el metabolismo óseo (Osborn y cols., 1985).

De momento se han utilizado en clínica las cerámicas de fosfato tricálcico (TCP) y de hidroxiapatita (HA).

Para la elaboración técnica de los materiales cerámicos de fosfato cálcico se dispone de varias posibilidades:

-Si se utilizan precursores biológicos:

a) Calcinación del hueso.

b) Transformación de los precursores marinos:

Corales (cerámicas macroporosas).

Algas (cerámicas microporosas).

-Materiales sintéticos:

a) Síntesis del polvo químico de hidroxiapatita:

Poroso.

Denso.

b) Vidrios o vitrocerámicas con hidroxiapatita.

Respecto a los metales, desde el punto de vista científico y también práctico estos tienen una gran importancia en la implantología óseo-integrada, ello se debe, en primer lugar, a que dada la escasez habitual de soporte óseo, sólo pueden utilizarse en clínica formas dúctiles de los implantes.

Por otro lado, la intensa sobrecarga mecánica a la que es sometido el implante dentro de la boca exige una elevada resistencia (a la presión, flexión y tracción) del material aloplástico empleado, en los años setenta-----

se utilizaban todavía aleaciones de CoCrMo y tantalio como materiales para los implantes óseo-integrados, en la actualidad casi todos los implantes óseo-integrados se componen de titanio puro o aleaciones de titanio.⁴

En un principio se recomendaba que los implantes fueran roscados con una superficie de titanio pulida, sin embargo, diversos estudios clínicos y experimentales han demostrado que la superficie rugosa favorece la oseointegración y que los implantes con superficie lisa no.

Esta observación ha sido tomada seriamente por las casas comerciales, consecuentemente han presentado distintos tipos de recubrimientos tales como : plasma spray de titanio , hidroxiapatita , titanio en su forma pura, aleaciones de titanio (6% aluminio ,4% vanadio) TiAl6V4 (vitalium), o el penúltimo material que ha salido al mercado el óxido de titanio (TiUnite) de la casa Nobel Biocare, pues en el mes de marzo de este año salió al mercado un nuevo material que se compone a base de Fosfato cálcico (NanoTite) de la casa Biomet 3i.

La capa con la que se baña a los implantes debe tener un espesor promedio de 20 a 30 μm con una rugosidad de aproximadamente 15 μm .

Entre los inconvenientes de los materiales aloplásticos se encuentra la reacción a cuerpo extraño, que depende de la biocompatibilidad del material, desde el punto de vista histopatológico, se considera como reacción de cuerpo extraño toda reacción tisular que se produzca en presencia de un cuerpo extraño no degradable y persiga su encapsulación a través de un comportamiento de tejido conjuntivo o hueso, el contacto óseo peri-implantario constituye, desde esta óptica, una forma especial de reacción a cuerpo extraño.

Metales.	Cerámicos.	Materiales compuestos.
Grupo de titanio Titanio puro. Aleaciones de titanio	Cerámicas de óxido de aluminio. -Monocristalino. -Policristalino.	Titanio + HA +TCP +Al ₂ O ₃
Tantalio Niobio . Aleaciones de CoCrMo Acero para implantes.	Cerámicas de fosfato cálcico. Cerámica de HA Cerámica de TCP	Al ₂ O ₃ + HA

Figura 5. Esta tabla muestra una lista simplificada de los materiales aloplásticos utilizados en clínica en los últimos años.⁴

Integración de los implantes.

La colocación quirúrgica de un implante produce un grado variable de contacto entre el hueso y el mismo, el área de interfase se compone de hueso, el tejido medular y el hematoma mezclado con los fragmentos del hueso debido al proceso de fresado (Sennerby y cols. 1993), después de la colocación del implante, las células mesenquimales e inflamatorias migran desde los vasos sanguíneos adyacentes y el estroma medular hacia el área de interfase, el hematoma se sustituye por los vasos sanguíneos proliferativos y por el tejido conectivo hábil, las células gigantes multinucleadas cubren las superficies del implante que esta en contacto directo con el tejido no mineralizado.

Este signo clásico de una reacción a cuerpo extraño puede indicar que el encapsulamiento óseo de un implante es una reacción normal a consecuencia del tratamiento, sin embargo, el número de estas células disminuye con el tiempo y la cantidad de contacto hueso-implante aumenta.

En la fase temprana de cicatrización, el hueso trenzado se forma por las uniones osteoblásticas en las superficies del hueso trabecular y cortical endóstico que rodean al implante.

La remodelación extensa, es decir, la absorción seguida por la formación ósea, en el hueso cortical cerca de las superficies del implante, produce un aumento del número de osteonas secundarias y la formación ósea trenzada, en los huecos que hay entre el implante y la superficie cortada de hueso. El hueso recién formado, acercándose a la superficie del implante, produce la condensación ósea tanto dentro de las roscas del implante como hacia la superficie del mismo, por lo tanto, la cantidad de hueso en las roscas y el grado de contacto hueso-implante aumentan con el tiempo, en la última fase de cicatrización el hueso mineralizado sustituye al hueso fibroso, en un proceso de sustitución progresiva .8

La primera fase de cicatrización ósea suele tardar de 4 a 16 semanas, mientras que el proceso de remodelación, puede prolongarse de 4 a 12 meses o más tiempo (Roberts y cols.1994).

La fijación de un implante no depende de un enlace químico verdadero entre hueso y superficie del mismo, sino que la estabilidad clínica de dicho implante, depende de un engranaje mecánico entre el hueso mineralizado y de las irregularidades que se crean por el proceso de rotación sobre la superficie del implante así como de los agujeros y cámaras de fragmentos óseos.

Como se ha mencionado con anterioridad la estabilidad del implante depende de la naturaleza del contacto entre el hueso y la superficie implantada, aunque no ha sido posible medir clínicamente la estabilidad de los implantes con precisión es evidente que el grado de anclaje influye en los resultados a largo plazo de los implantes oseointegrados .8

Titanio.

Este material en su forma más pura posee un número atómico de 22 y un peso atómico de 47.9, es el cuarto elemento metálico más abundante de la tierra, después del aluminio(Al), el hierro y el magnesio (Mg).

El titanio es material calificado “comercialmente puro” es decir con menos de un 0.25% de impurezas .5

La tolerancia biológica del titanio puro ha sido demostrada desde 1951 por Leventhal y después por Beder y cols. (1959).

El organismo contiene cantidades mínimas de oligoelementos algunos de ellos esenciales para la vida. El titanio no es indispensable para la vida y está presente en el organismo a un nivel medio de 0.2ppm. No se ha descrito ninguna reacción tóxica a este material, ni siquiera en grandes concentraciones, tampoco, se ha comunicado que se presente alguna acción cancerígena experimental o clínica (Fergusson,1960).5

Los cultivos hísticos efectuados por Gould(1981) Kasemo(1985), y Mac Queen(1987), muestran que las células en contacto directo con el titanio son perfectamente viables, los experimentos con animales no muestran más que raramente células gigantes multinucleadas (macrófagos) en su proximidad , no se ha notificado ninguna reacción de hipersensibilidad .

El titanio es un material altamente reactivo e inestable en relación con sus óxidos, esta inestabilidad explica su elevada resistencia a los ataques por los medios líquidos, su pasividad es debida a una fina capa adherente de óxido con efecto protector, gracias a esta pasividad, este material es el que presenta la mayor resistencia a la corrosión de todos los metales.

Es importante destacar lo siguiente: Las propiedades mecánicas del implante son inherentes al metal, pero las propiedades bioquímicas obedecen a la capa de óxido que determina la fisiología de la interfase (Lausmaa,1984, Kasemo,1985)5

La capa de óxido de titanio está formada por varios óxidos estables, TiO (óxido de titanio), TiO₂ , Ti₂O₃ .

El mecanismo molecular de la adhesión hística, clínicamente visible aún no se conoce.⁶

En 1985 Parr y cols. Publican un artículo en el que se resume las siguientes conclusiones:

- El titanio Posee propiedades mecánicas que lo hacen un material implantario ideal.
- El titanio se oxida instantáneamente en el aire, el óxido de la superficie es extremadamente estable en el conjunto fisiológico del cuerpo.
- La estabilidad y la inercia de la capa de óxido ayudan a proteger al titanio del ataque por corrosión cuando se implanta en el cuerpo.
- La eliminación de todas las sustancias contaminantes es importante cuando se prepara el metal para la implantación.
- El titanio se puede acoplar en el cuerpo a otros metales con pasividad equivalente, sin causar una corrosión galvánica.⁹

Su comportamiento en el lecho quirúrgico es de la siguiente manera, una vez formada y pasivada la capa de óxido, el implante entra en contacto con el hueso y con el paso del tiempo realiza una cicatrización anquilótica por medio de un proceso que opera a nivel molecular, este proceso se inicia con la reacción espontánea del titanio ante el oxígeno, saturándose de este , hasta formar una fina película de tetraóxido de titanio (Ti₄O₂), que se encuentra ante un exudado inflamatorio rico en suero, agua, glicoproteínas, aminoácidos, este fenómeno permite la hidroxilación del titanio (TiOH₄). ⁷

Por otro lado en contrapunto Linder y cols. (1983) , Albrektsson y cols. (1986) , publicaron que aunque el hueso parecía estar en íntimo contacto con los implantes de titanio al observarlos bajo el microscopio óptico, los estudios ultraestructurales, tanto con animales como con humanos indican la presencia de una zona no mineralizada entre la superficie del implante y los tejidos mineralizados, describieron una zona parecida a la sustancia de la tierra con el grosor de 20 a 50 nm, (Sennerby y cols. 1991,1992,1993) publicaron un informe sobre las dos características principales de esta área de interfase:

-Una capa amorfa no-mineralizada con un grosor de 100 a 400nm que separa a la superficie del implante de la del hueso mineralizado .9

-Una línea densa de electrón con una anchura de 100nm que esta presente en el borde, entre el hueso mineralizado y la capa amorfa no calcificada, estos hallazgos indican que la fijación del implante no depende de un enlace químico verdadero entre hueso y titanio hecho que se explicó con anterioridad.9

Sistema Branemark.

El sistema Branemark es uno de los más conocidos y utilizados en todo el mundo, este sistema se aplica desde hace más de veinticinco años en la rehabilitación Implantológica y protésica en los pacientes desdentados parcial o completamente.⁶

Este sistema se diseñó y utilizó en un principio para el tratamiento de la mandíbula edéntula, el puente fijo anclado en hueso, sobre de cuatro a seis implantes, era la restauración protésica más empleada

Los trabajos científicos básicos sobre el desarrollo de este sistema de implantación fueron iniciados por el traumatólogo Dr. Branemark, en 1952, en la universidad de Lund y proseguidos, desde 1960, en la universidad de Goteborg, en Suecia, como ya hemos mencionado, Branemark efectuó la curiosa observación de que al colocar cámaras ópticas rodeadas de titanio en la tibia de animales, estas no se podían extraer tan fácilmente después, ya que para extraer dicho metal era necesario lesionar el hueso, debido al contacto directo entre el hueso y el metal.⁶

Ya para 1965 se introdujeron por vez primera los implantes Branemark en los pacientes, este sistema se limitó de forma voluntaria a una sola forma de implante, el implante de tornillo de titanio puro (99.75%), sin ningún tipo de modificación superficial, este tipo de material es utilizado en los sistemas Branemark, ITI-Bonefit, e IMZ.

El método de implantación Branemark no se ha modificado durante sus 25 años de aplicación clínica, con mínimas excepciones, en los últimos años se han incorporado algunas piezas auxiliares, que cumplen determinadas funciones estéticas y facilitan la restauración protésica, el -----

método de implantación Branemark tiene lugar en dos fases, por lo que exige dos intervenciones quirúrgicas.

-La inserción del implante va seguida de una fase de cicatrización sin carga (tres meses en la mandíbula y seis meses en el maxilar).⁶

-La conexión del implante con la colocación de los pilares transepiteliales y el inicio del tratamiento protésico tras la cicatrización de la herida. En el diseño del sistema Branemark los pilares cilindro se conectan a las fijaciones implante y penetran la mucosa oral, existen pilares de diferentes longitudes, desde 3 mm hasta 10mm, para mucoperiostio de diferente espesor, el pilar es de titanio puro.

Los tornillos cilíndricos (diámetros de 3,75 y 4 mm, y longitud de 7-20mm) se componen, al igual que los pilares transepiteliales, de titanio puro, el cuerpo del implante posee una rosca interna que acoge al tornillo de cierre en la fase de cicatrización y después de la incisión, el tornillo central para fijar el elemento transepitelial, sobre éste se enrosca, a su vez, un cilindro de oro, con el mismo paso, que forma parte integral de la correspondiente prótesis dental, la cual resulta así fijada de manera semi-removible al implante, a través del tornillo dental.⁶

▪

Óxido de titanio (TiUnite).

Es un material de recubrimiento para la superficie del implante normalmente de titanio-puro, de aproximadamente medio año de presentación en el mercado nacional introducido, por la empresa Nobel Biocare.

TiUnite es una capa de óxido de titanio tratada que se basa en capacidades de:

- Osteoconducción.
- Textura y porosidad para la aposición ósea.
- Entorno mejorado para la formación del hueso.
- Mayor área de superficie.
- Estructura semejante al hueso esponjoso humano.
- Absorbe las proteínas de la sangre y contribuye al crecimiento óseo.

Es un material con una alta biocompatibilidad hacia el titanio, con un aumento de la superficie oxidada y una textura óptima, la cual acelera la cicatrización inicial y la absorción de proteínas, además de la acumulación y activación de plaquetas, retención de fibrina y consecuentemente un incremento en formación de hueso, TiUnite es un material que combina, la textura del óxido y la porosidad para conseguir efectos biológicos óptimos.

Los implantes de superficie oxidada de titanio, tienen mejores valores de resonancia a lo largo del periodo de oseointegración, ya que la superficie rugosa de TiUnite, también ofrece una mejor estabilidad inicial y soporta mejor la fase de aflojamiento debido a la relajación ósea que aparece al mes de instalada la fijación, dicha relajación se debe a la adaptación-----

elástica del hueso una vez superada la compresión inicial que causa el implante al entrar en su lecho receptor.

La superficie rugosa favorece la retención de las proteínas adhesivas y de las células potencialmente osteogénicas con lo que se acelera el proceso inicial de la oseointegración este fenómeno tiene especial importancia, cuando el implante se sitúa en huesos de baja calidad trabecular y en los periodos iniciales de la oseointegración .

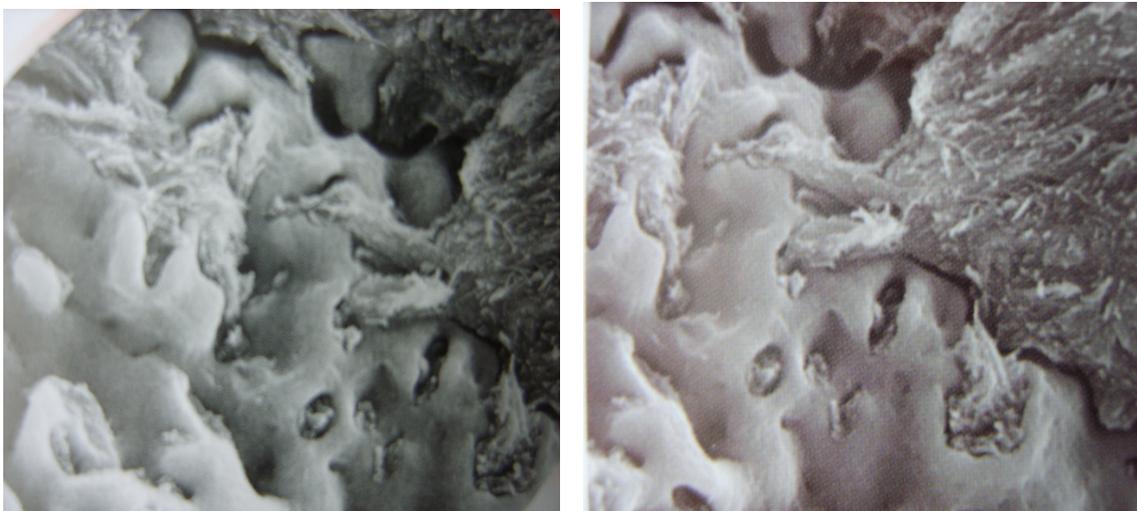


Figura 6. Combinación única de textura y porosidad de óxido de Titanio, favorece el crecimiento del hueso directamente en la superficie.²³

En la actualidad se sigue investigando con el fin de mejorar biológicamente una superficie rugosa mediante la implantación de iones de calcio, fosfato, óxido de silicio, con el fin de crear lo que se denomina “superficie bioactiva” sin dudar, que la base debe ser una superficie rugosa y no una mecanizada, pero por el momento la única superficie bioactiva comercializada en el sentido de que incorpora iones fosfocálcicos es la -----

superficie de hidroxiapatita fuera de esta última la que mejores resultados ofrece comparativamente es TiUnite.

Al aumentar la capa de óxido de titanio en la superficie de un implante se han obtenido buenos resultados tanto clínicos e histológicos, que han provocado que otros investigadores asocien este tratamiento a diferentes implantes, como son: los de superficie chorreada con Al_2O_3 que son tratados mediante oxidación térmica.

Una superficie tratada con óxido de titanio es más retentiva para las proteínas y las células óseo precursoras, las superficies rugosas como la de TiUnite presenta un alto porcentaje de contacto en los periodos iniciales de la oseointegración debido a su mayor estabilidad y oseoconductividad, pero este dato tiende a igualarse con el tiempo de oseointegración pasiva de manera que las diferentes superficies consiguen un resultado similar al final de lo que se considera el periodo perceptivo de oseointegración .

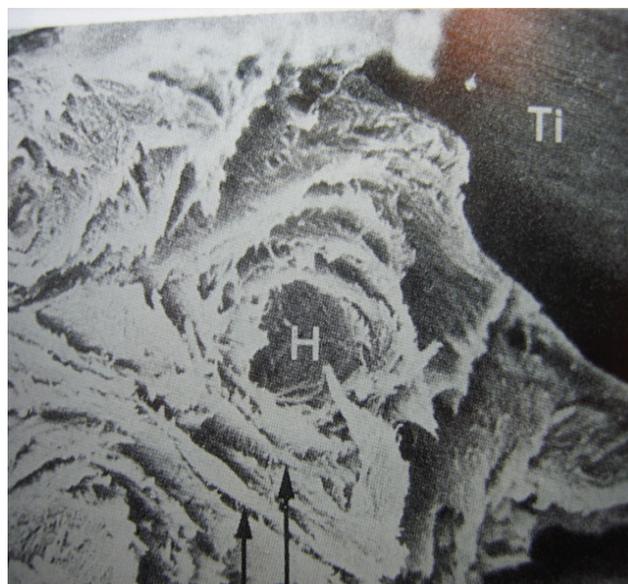


Figura 7.

Interfase hueso-titanio en microscopio electrónico de barrido.²⁴

Haciendo una revisión general podemos definir las siguientes características de la superficie del implante recubierto con TiUnite:

TiUnite.

Tecnología de superficie primaria	Oxidación anódica.
Modificación de la superficie.	Incremento controlado de la capa TiO ₂ Para modificar estructura, su grosor textura y porosidad.
Declaración	El revestimiento estimula el crecimiento del hueso y tejidos blandos y los microsurcos permiten la función inmediata .
Método para atraer al hueso.	La superficie anódica oxidada estimula el crecimiento del hueso.
Lista de precios U.S.	\$ 337- \$379

Immediate function.

El procedimiento immediate function con implantes Nobel Biocare, ha sido probado clínicamente y las tasas de éxito son equivalentes o mejores que las de los protocolos de implantes convencionales, los resultados indican que immediate function esta indicado en:

- Estado gingival, periodontal y periapical saludable de los dientes adyacentes.
- Relación oclusal favorable y estable.
- Ausencia de lesión apical en el lecho implantario.
- Volumen y densidad óseos aceptables.
- Sin bruxismo pronunciado.¹³

La colocación de un implante en el momento de la extracción se basa si la capacidad de cicatrización de un alveolo post-extracción es excelente y una vez se ha alcanzado la estabilidad inicial, el tratamiento implantológico es adecuado par estos alveolos.

Dependiendo de la dificultad de la extracción o de la presencia de hueso facial el procedimiento puede o no requerir elevación de colgajo, es necesario eliminar cuidadosamente cualquier tejido infectado, se recomienda seguir los siguientes pasos:

- Realice una extracción cuidadosa, dejando intacta la tabla ósea labial.
- Compruebe que la tabla labial está intacta mediante un ligero sondeo.
- Retire cuidadosamente los restos de tejido blando del alveolo.
- Seleccione la longitud del implante de modo que el extremo apical sobrepase el alveolo de extracción.
- Posicione las fresas de forma que el implante no ejerza presión sobre la fina tabla ósea facial al insertarlo.¹³

-Asegúrese de que el espacio entre la plataforma del implante y la pared ósea sea lo más pequeña posible.

-La principal contraindicación de este sistema es, si la periodontitis es el motivo de la extracción, el procedimiento de elección es habitualmente la cicatrización del alveolo antes de la colocación del implante.

Al igual que con cualquier procedimiento, se deben tomar en cuenta los siguientes aspectos al realizar el tratamiento:

-Alta estabilidad inicial del implante, las distintas calidades y cantidades del hueso y técnicas de preparación influirán en el grado de estabilidad, los implantes deben anclarse bien en el hueso y deben ser capaces de soportar un torque de 35-45Ncm, sin rotación adicional.¹³

-Cargas controladas, reducción de los posibles factores de carga como cantilevers, contacto oclusal lateral, oclusión dental inestable y bruxismo acentuado.

-Superficies de implantes osteoconductoras, se ha demostrado que la superficie TiUnite de los implantes NobelBiocare favorece el proceso de cicatrización y ofrece un mejor mantenimiento de la estabilidad inicial que los implantes de titanio mecanizados, recordemos que TiUnite es una superficie osteoconductoras .¹³

-Post-cirugía e higiene bucal, el seguimiento post-quirúrgico es el mismo que para cualquier otra cirugía de la cavidad oral, se recomienda administrar antibióticos el día de la intervención y los días posteriores de la misma.

-Restauración final, esta se puede colocar tras una evaluación clínica individual, dependiendo sobre todo del proceso de cicatrización del tejido.¹³

Fosfato de calcio. (NanoTite)

El día 29 de marzo del 2007, se lanzó al mercado nacional un nuevo recubrimiento sobre implantes dentales, el cual es NanoTite de la casa Biomet 3i, el cual emplea la nanotecnología incorporándola a la superficie del implante.

Es de importancia entender el término “Nano tecnología” y el impacto que el mismo tiene en muchas industrias diferentes, incluyendo la de la salud, la palabra “Nano” es de origen griego y significa “extremadamente pequeño” o para ser más exactos “una billonésima”, es casi imposible penetrar la pequeñez de la escala a nivel Nano, un nanómetro es la billonésima parte de un metro, para tener una idea más exacta a lo que nos referimos tenemos el siguiente ejemplo: el planeta tierra es aproximadamente un billón de veces más grande que un balón de soccer.

El antecesor de este material es OsseoTite, el cual en el mercado tiene aproximadamente 10 años de uso clínico, al cual se le agrego la tecnología Nano siendo la finalidad lograr un estado de estabilidad constante, manteniendo la estabilidad primaria alcanzada al momento de la cirugía con un mínimo o nulo riesgo de declinación en la estabilidad debido a la regeneración del hueso que típicamente ocurre tras la colocación de un implante, con la posibilidad de establecer el estado de estabilidad constante, dicho recubrimiento mejora la calidad de la oseointegración por lo que hace al implante menos vulnerable a la falla en las primeras semanas de su colocación.

NanoTite crea una topografía de superficie más compleja y maximizando el beneficio del potencial biológico de los fosfatos de calcio (CaP), este material utiliza partículas ultra pequeñas de fosfato de calcio

altamente cristalizado, estas partículas de “auto montaje” están depositadas en áreas de la superficie del implante, que previamente fue tratada con el ácido y el acondicionamiento OsseoTite, este proceso es conocido como “discreta deposición de cristales de fosfato de calcio o DCDtm CaP”.¹⁹

El recubrimiento Nano difiere de su antecesor el OsseoTite en que la base de este recubrimiento es mayor en comparación al otro, debido a la adición en la escala Nano de cristales de fosfato de calcio, dicha deposición abarca un rango del 50% mayor que la superficie OsseoTite.¹⁸

Se podrá deducir que el recubrimiento NanoTite está constituido por hidroxiapatita, es correcto, siendo la diferencia la forma de adhesión sobre dicho implante, es importante recordar que el hueso humano reconoce al fosfato de calcio como un componente biológicamente similar a si mismo (los fosfatos de calcio son el contenido mineral del hueso humano), por esta razón. La hidroxiapatita tiene un efecto positivo para la curación de los huesos, en un intento de capitalizar este beneficio, el fosfato de calcio ha sido tradicionalmente esparcido en forma de spray de plasma sobre la superficie de los implantes, este proceso crea un recubrimiento en el rango de 50 a 100 micrones que recubre la superficie del implante.¹⁷

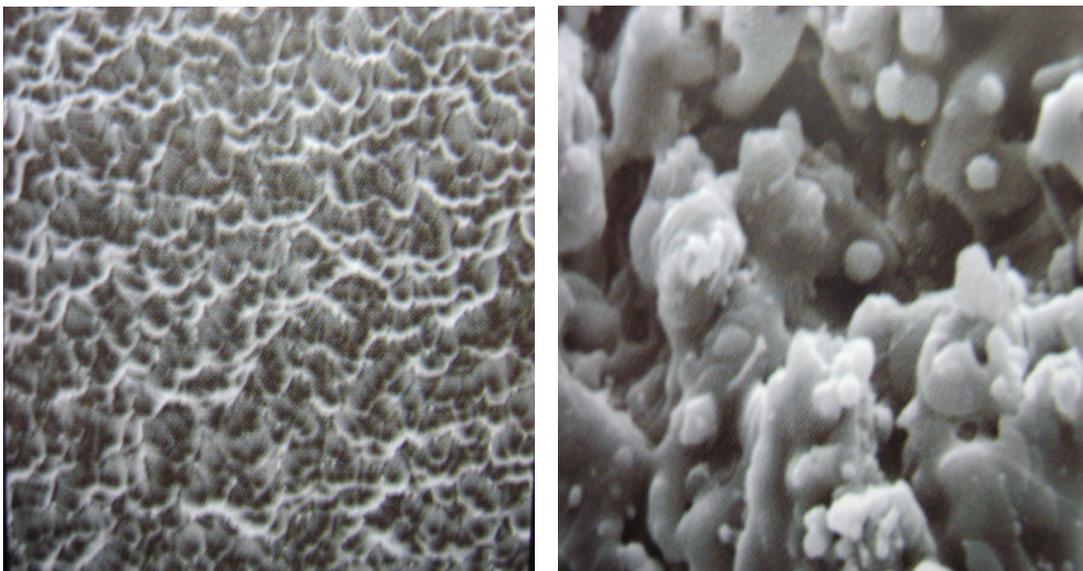


Figura 8

Superficie NanoTite a:
2000x ampliificaciones.²⁰

Superficie Hidroxiapatita a:
2000xampliificaciones.²⁰

Se observó que la desventaja principal de esta forma de recubrimiento fue una susceptibilidad a deslaminizarse, disolverse prematuramente o, como resultado de bacterias atrapadas, comenzar a infectarse (peri-implantitis), por lo tanto, los atributos positivos del fosfato de calcio (CaP) son descompensados por ciertos factores de riesgo, la superficie Nano difiere en que los cristales son enteramente invisibles a una ampliación de 2000x , pero son completamente visibles a 20,000x o a un aumento óptico de 50,000x , en resumen los cristales de fosfato de calcio no son aplicados mediante el proceso de spray de plasma, sino por una solución basada en el proceso donde las partículas literalmente “auto montables” en la superficie del implante.



Figura 9

NanoTite Certain Implant.23 NanoTite Prevail Implant.23

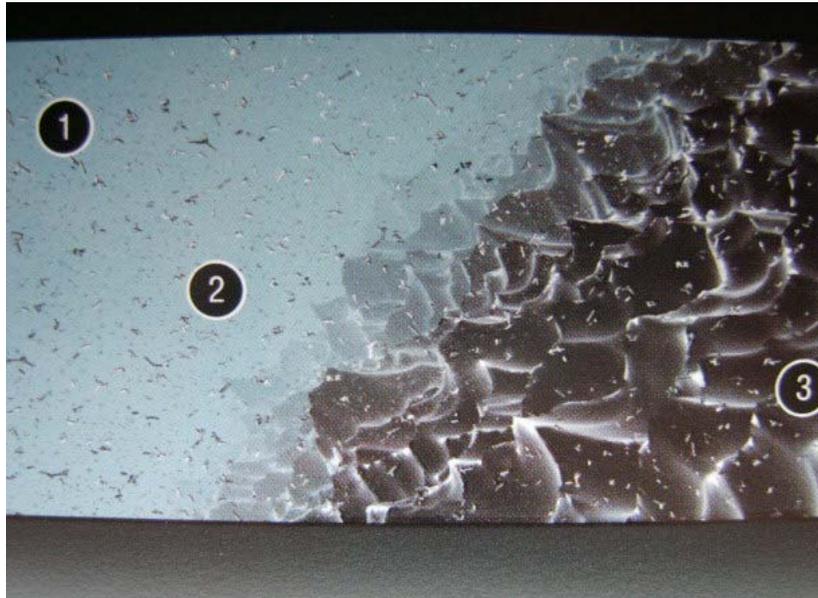


Figura 10. El proceso de propiedades físicas de este recubrimiento consiste en :

1-Escala Nanométrica, partículas ultra pequeñas de fosfato de calcio altamente cristalizado (CaP), son suspendidas en la solución.²³

2-Se incita a estas partículas a “auto ensamblarse” en la superficie de óxido de titanio.

3-Esto resulta en el discreto depósito de cristales de 20-100 nanómetros de longitud en la DAE (tratamiento con ácido), de la superficie del implante OsseoTite con una gran fuerza de enlace.²³

Es de importancia entender que el fosfato cálcico no es el revestimiento en sí, pero consiste en los depósitos discretos reales de cristales que ocupan aproximadamente el 50% de la superficie entre sus picos y valles, el monto total del material de CaP en el implante NanoTite es tan pequeño que equivale a menos de 20 microgramos, en contraste a los 20,000 microgramos de CaP en las superficies típicamente tratadas con spray de plasma, además debido a su naturaleza altamente cristalizada, la disolución de estos cristales a Nano-escala poseen un pH neutral, lo cual es muy importante en la etapa inicial de la oseointegración, debido a la presencia de un monto más consistente de CaP que permite al sitio del implante capitalizar los atributos positivos de estos depósitos en escala Nano, en suma el DCD incrementa el área de la micro superficie un 200% dando como resultado una mayor micro-complejidad que puede desempeñar en última instancia un papel importante en la formación temprana del hueso.

Como hemos dicho anteriormente la superficie NanoTite cuenta con el sistema OsseoTite tratada en ácido, a la que se le agrega el tratamiento de deposición a Nano escala de cristales de fosfato de calcio, este proceso se conoce como: Discreta deposición de cristales de fosfato de calcio ó DCD CaP, con la finalidad de que el efecto sinérgico de ambas tecnologías incrementan la predictibilidad clínica y los resultados mediante la aceleración de la oseointegración y la fijación hueso-implante.²²

NanoTite ofrece:

-Oseointegración acelerada: debido a la afectación sinérgica de la superficie OsseoTite, con la discreta deposición de cristales de fosfato de calcio, se crea una superficie más compleja al conducir un ambiente en la superficie del implante que es más conductiva para una osteogénesis rápida y la oseokonducción.

-Fortaleza: con una tasa de incremento y exento del contacto hueso-implante además de la integración más rápida, se mejora la fijación temprana del implante y su estabilidad.

Las indicaciones para el uso de este tipo de implantes con su respectivo recubrimiento son:

-Colocación del implante con carga inmediata o acelerada.

-Reemplazo inmediato en extracciones dentales.

-Sitios y elevaciones simultáneos injertados de seno.

-Áreas estéticas donde la preservación del hueso es importante.

-Locaciones requeridas para implantes cortos o anchos.

Entre las características de la superficie NanoTite podemos mencionar que:

-El estilo en el cuerpo del implante seguirá sin cambios.

-El incremento en el área de superficie será del 200% en comparación a la superficie de OsseoTite.

-Que la hidroxiapatita es altamente cristalizada.

-La ocupación es del 50% en relación con la superficie OsseoTite.

-Existe fuerte fijación a la superficie OsseoTite.

-Existe mayor fijación del hueso al implante proporcionando una estabilidad primaria y más adecuada.

-La topografía es más compleja.

Al hablar de estabilidad primaria nos referimos a aquella que se da por la geometría del implante per se, esta dura aproximadamente de las primeras seis a ocho semanas, y en forma directa para lograrla interviene, el torque y el ciclo del osteoblasto.

Los beneficios de dicha superficie son:

-No presenta cambios en los protocolos de fresado y no requiere instrumental adicional.

-El abastecimiento celular teóricamente es mayor y se logra una oseointegración más rápida y mejor fijación al hueso.

-Se puede eliminar el riesgo de peri-implantitis, o deslaminación prematura.

-Se reduce el riesgo de separación –El sitio en recuperación puede tomar ventaja de la presencia de DCD.

-Se produce mayor fortalecimiento del hueso en comparación con OsseoTite (estabilidad en el implante con niveles de éxito potencialmente más altos).

-Se observa mayor Integración hueso-implante.²⁴

Entre sus características generales, podemos mencionar los siguientes términos:

NanoTite.

Tecnología de superficie primaria.	Tratamiento con fluoruro. Ácido HF Dióxido de titanio. Arena.
Modificación de la superficie	Nano escala DCD CaP
Declaración	Está probado que la superficie OsseoTite mejorada por cristales de fosfato de calcio a Nano escala conducen de manera más rápida y estable la integración y fortalece la fijación.
Método para atraer al hueso	Los cristales a Nano escala biológicamente compatibles con el hueso humano, catalizan la migración para las células del hueso.
Lista de precios U.S.	NanoTite Certain. \$352 Nano Tite Prevail. \$374

CONCLUSIONES

Para lograr el éxito en la fijación hueso-implante es de gran importancia tener en cuenta los siguientes factores: El empleo de un material bio-compatible, una técnica quirúrgica apropiada y óptima calidad del hueso.

El titanio en su forma pura, es el material de elección, para la fabricación de los implantes dentales debido a sus propiedades bioquímicas, ya que el óxido de la superficie permanece estable en relación a la fisiología del cuerpo humano, lo que ayuda a proteger al titanio de la corrosión.

Linder y cols.(1983), Albrektsson y cols.(1986), publicaron acerca del titanio que aunque parecía que el hueso estaba en íntimo contacto con el implante, al observarlo bajo microscopio óptico, este indicaba la presencia de una zona no mineralizada entre la superficie del implante y el tejido óseo por lo que para corregir dicha zona no mineralizada, se propuso el empleo de recubrimientos sobre los implantes, para favorecer la oseointegración. Uno de ellos es el TiUnite que esta fabricado a base de óxido de titanio, el cual tiene la capacidad de ser osteoconductor, poseer una textura y una porosidad adecuada para la aposición ósea, estructura semejante al hueso esponjoso humano.

Otro recubrimiento es el NanoTite que emplea la tecnología Nano, y es lo último en cuanto a recubrimiento que ha salido al mercado, su composición es a base de fosfato de calcio siendo esta la principal diferencia, en la forma de adhesión de dicho implante en comparación al TiUnite.

El antecesor del NanoTite, es el sistema OsseoTite, que sirvió de base, para la creación de este, pero con la diferencia en cuanto a la posición y cantidad de los cristales de fosfato de calcio.

En la actualidad, se continua investigando con el fin de mejorar biológicamente la superficie rugosa del implante mediante la incorporación de iones de calcio, fosfato, óxido de silicio, para crear una superficie "bio-activa".

Las casas comerciales están enfocando su atención hacia los implantes en relación con la carga inmediata, afirmando que los actuales recubrimientos proporcionarían la estabilidad y el éxito en la oseointegración.

Sin embargo, en opinión personal, puedo concluir que, debido a la falta de suficiente información literaria y de artículos e incluso, hasta en internet, acerca de estos dos recubrimientos (TiUnite, NanoTite) el día de hoy, el sistema más aceptado es el de Branemark a base de titanio puro con más de cincuenta años en el mercado, y por consecuencia con un mayor número de investigaciones, estudios clínicos y teóricos que lo respaldan.

FUENTES DE INFORMACIÓN.

- 1.-Peñarrocha M., Guarinos J. Sanchís J. M. Implantología Oral. España. Editorial Ars Médica, 2001. Pp. 3-15.
- 2.-Ring E. R. Historia ilustrada de la Odontología. España. Editorial, Mosby/Doyma libros, Pp.5-7.
- 3.-Cranin N., Klein S., Atlas de Implantología Oral. España. Editorial Médica Panamericana, 1995. Pp. 3-8.
- 4.- Spiekermann H., Atlas de implantología Oral. España. Editorial Masón-Salvat 1998. Pp.97-101.
- 5.- López Rubín F.M., López Rubín H., Bases para una Implantología segura. Argentina. Editorial Impre Andes.S.A. 1996 . Pp. 8-11.
- 6.-Beumer,J III.Lewis S.G. Sistema de implantes Branemark procedimientos clínicos y de laboratorio. España. Editorial Espaxs, S,A.1991. Pp. 4,7-10.
- 7.- Echeverri A.M., González M., Bernal D. , Oseointegración. Colombia .Editorial Presencia LTDA. 1995. Pp. 6-7, 32-33.
- 8.- Palacci P., Odontología Implantológica Estética Manipulación del tejido Blando y Duro .España . Editorial Quintessence Books,2001. Pp.17-22.

-
- 9.-Bert M. Missika P. España. Editorial Masson, S.A. 1994. Pp. 11-27.
- 10.- Lindhe J. Periodontología Clínica e Implantológica .Tercera Edición. España. Editorial Médica Panamericana, 2000. Pp. 52-60.
- 11.-Carranza F.A., Newman M.G. Takei H. Periodontología Clínica. Novena Edición. México. Editorial McGraw-Hill Interamericana, 2004. Pp. 46-52.
- 12.-Geneser F. Histología sobre bases biomoleculares. Tercera Edición. Argentina. Editorial Médica Panamericana, 2000. Pp. 268-27.
- 13.-Misch C. E., Scortecci G.M. Benner K.U. Implants and Restorative Dentistry Estados Unidos de Norteamérica. Editorial Martín Dunitz, 2001.Pp. 79-85.
- 14.-English C.E., Bohle G.C.,Diagnostic Procedural and Clinical Issues with the sendax mini Dental Implant . Compend. Cont.. Educ. Dent, 2003. Pp. 3-23.
- 15.-Buser D,Schenk RK ,Steinemann S,Fiorelline JP ,Fox CH,Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study .J Biomed Mater Res, 1991;25:889-902.
- 16.- Park JY, Davies JE.Red blood cell and platelet interactions with titanium implant surfaces. Clin Oral implant Res. 2000;11:530-9.
- 17.-Kikuchi L.Park Jy, Victor C,Davies JE, Platelet interactions with calcium phosphate coated surfaces, Biomaterials 2005;26:5285.

18.- Jarcho M, Kay JI, Gummaer RH, Drobeck HP, Tissue, cellular and subcellular events at a bone-ceramic hydroxylapatite interface. J Bioeng 1977;1:79.

19.- Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. J Dent Educ 2003;67: Pp.932-49.

20.- Davies JE & Hosseini, MM 2000 in: Davies J.E., Bone Engineering. Toronto: em squared inc, Pp.1-14.

21.- Dziedzic, DM & Davies JE. 20th Ann Meeting of the soc. For Biomaterials. April 1994, Boston, USA.