

TRABAJO DE FIN DE GRADO

Grado en Odontología

**NUEVOS MATERIALES DE
RECUBRIMIENTO DE IMPLANTES**

Madrid, curso 2020/2021

Número identificativo

56

RESUMEN:

Los implantes dentales de titanio tienen una elevada tasa de éxito, por lo que se han convertido en el material de elección, junto con las aleaciones de titanio con otros metales; sin embargo en la actualidad, se estudia la modificación de la superficie de implantes y por tanto, los materiales de recubrimiento de implantes más convenientes, que buscan mejorar las propiedades tribológicas, electroquímicas y de osteointegración de los implantes dentales, ya que a día de hoy los implantes quirúrgicos suponen un problema por la posibilidad de desencadenar una infección bacteriana.

Metodología: Búsqueda bibliográfica de 25 artículos, en diferentes bases de datos como Pubmed, Medline Complete y Google Scholar, con la selección de palabras clave “Materiales recubrimiento de implantes”, “Nuevos materiales recubrimiento implantes”, “Historia implantes”, “Materiales en implantología”.

Objetivos: Conocer los nuevos materiales empleados para recubrir los implantes dentales. Comparar las nuevas técnicas utilizadas en el uso de estos nuevos materiales. Identificar los beneficios que ofrecen los distintos materiales.

Conclusiones: Los materiales de recubrimiento de implantes es un área de gran interés actual, el cual está en continuo estudio; este tipo de recubrimientos buscan prevenir la adhesión bacteriana a dichos implantes así como lograr la mayor tasa de integración posible, ya que se trata de la clave del éxito del tratamiento implantológico.

ABSTRACT:

Titanium dental implants have a high success rate, which is why they have become the material of choice, along with alloys of titanium with other metals. However, nowadays, the modification of the implant surface and therefore the most suitable implant coating materials are being studied, seeking to improve the tribological, electrochemical and osseointegration properties of dental implants, since today surgical implants pose to be a problem due to the possibility of triggering a bacterial infection.

Methodology: Bibliographic search of 25 articles, in different databases such as Pubmed, Medline Complete and Google Scholar, with the selection of keywords "Coating materials for implants", "New materials for covering implants", "History of implants", "Materials in implantology".

Objectives: Get to know the new materials used to cover dental implants. Compare the new techniques used in the use of these new materials. Identify the benefits of different materials.

Conclusions: Implant coating materials is an area of great current interest, which is under continuous study; these types of coatings seek to prevent the bacterial adhesion to the implants and also achieve the highest possible integration rate, since it is the key to the success of implant treatment.

ÍNDICE

- INTRODUCCIÓN	5
• Prólogo	5
• 1.Titanio	12
• 1.1 Implantes de titanio con características antibacterianas.....	13
• 1.1.1 Modificaciones superficiales de los implantes.....	13
• 1.1.2 Recubrimiento poliméricos antiadherente.....	16
• 1.1.3 Recubrimientos de matrices de liberación de agentes biocidas...16	
• 1.2 Tratamientos bioactivos.....	17
• 2.Implantes de superficie mecanizada.....	17
• 3.Implantes con superficie rugosa.....	17
• 4.Implantes con recubrimiento de porcelana.....	19
- OBJETIVOS	20
- METODOLOGÍA	20
- DISCUSIÓN	21
- CONCLUSIONES	31
- RESPONSABILIDAD	32
- BIBLIOGRAFÍA	33
- ANEXOS	36

ÍNDICE DE FIGURAS

• Figura 1: Ilustración de tipos de recubrimientos de superficies de implantes.....	11
• Figura 2: Diferentes maniobras de desarrollo y acción de superficies antimicrobianas.....	25

ÍNDICE DE TABLAS

• Tabla 1: Tabla de tipos de tratamientos de superficies mediante procesos de texturización.....	29-30
---	--------------

INTRODUCCIÓN:

- **Prólogo**

Los implantes dentales, surgieron tras la búsqueda de un sustituto a aquellas piezas dentales que han sido perdidas por distintas causas o en casos de agenesia, las cuales son de vital importancia tanto en la parte funcional, como es la masticación, como en la estética de cualquier paciente.⁵ Los implantes dentales se utilizan hoy en día de manera habitual en la rama quirúrgica para la restauración de los dientes. Estos, pueden asimilarse a raíces artificiales, cuyo fin es servir como soporte en el lugar de piezas dentales perdidas o ausentes y que deberán integrarse al medio bucal en combinación con el resto de tejidos.⁹

Estos tejidos circundantes, se basan fundamentalmente en “un tejido conjuntivo mineralizado muy vascularizado e innervado, dinámico y en constante cambio a lo largo de la vida de un organismo, que está estructurado en laminillas de matriz osteoide calcificada” (1), refiriéndose al hueso. Podemos encontrar hueso compacto o esponjoso, que lo determinará la disposición de dichas laminillas. Para la fijación primaria entre hueso-implante, se conoce que el hueso compacto es aquel que proporciona una base estable para una fijación temprana, a diferencia del hueso esponjoso.¹

La rama de la implantología ha evolucionado en el transcurso de los años gracias a la tecnología de la actualidad, cuyo estudio e investigación ha sufrido un intenso desarrollo en las últimas décadas. Lo que se busca con ello, es que los implantes se compongan de aquellos materiales que nos ofrezcan la mejor garantía de durabilidad, para que el tratamiento resulte exitoso⁵. Con respecto a la naturaleza de los implantes, los materiales

más empleados son el titanio y sus aleaciones debido a su alta biocompatibilidad, sus buenas propiedades mecánicas, bajo peso específico y sus alta resistencia a la corrosión.⁹

Para conseguir una mayor durabilidad de los implantes dentales, es necesario que se lleve a cabo el proceso de osteointegración, que podrá llevarse a cabo dependiendo de varios factores, entre los cuales se consideran de gran importancia el diseño tanto macroscópico y dimensional, el material y la topografía superficial del implante.¹⁰

El proceso de osteointegración es necesario para que se pueda llevar a cabo una consolidación temprana entre el implante y el hueso, y de este modo poder mantener la estabilidad del implante a largo plazo; si esto se consigue, se disminuye el riesgo de infecciones y el aflojamiento de los implantes. Por tanto, el éxito del tratamiento implantológico se basará en una unión firme, estable y duradera del implante dental sujeto a carga y el sustrato óseo que lo rodea. De lo contrario, la respuesta tras la implantación que queremos evitar que deriva en un fallo clínico del implante dental, desencadena en la formación de tejido fibroso alrededor del implante (denominado cápsula fibrosa), en el cual como resultado se obtiene una mala fijación biomecánica, evitando la correcta unión hueso-implante, y por tanto evitando su osteointegración.⁵

Además de conseguir un adecuado proceso de osteointegración, tanto los biomateriales empleados como los productos derivados de su degradación, debe ser biocompatibles, lo cual implica que “tiene una respuesta apropiada dentro del cuerpo humano para la aplicación para la que ha sido diseñado”.²

Otro factor a tener en cuenta a la hora de realizar una intervención quirúrgica de implantes, es el medio bacteriano en el que esta inmerso, y por tanto suponen tener una mayor predisposición a producir infecciones bacterianas; si esto ocurre puede llegar a generar la pérdida del implante, y por tanto el fracaso del tratamiento. Por ello el biofilm jugará un papel importante, sobre todo en los implantes de titanio y sus aleaciones.¹³

Existe una gran variedad de materiales y / o moléculas para recubrir los implantes dentales, en función de la aplicación y los requisitos específicos. Los biomateriales son “aquellos materiales diseñados para llevar a cabo, mediante el control de las interacciones con componentes de sistemas vivos, el curso de diferentes procedimientos terapéuticos o de diagnóstico en seres vivos”.¹³

Una de las claves más importantes para el buen funcionamiento de un biomaterial dentro del organismo es su biocompatibilidad. El cuerpo humano esta dotado de sistemas de defensa efectivos, capaces de reconocer y combatir elementos extraños. Esto, que es una ventaja evolutiva evidente y necesaria, se convierte en un problema a la hora de realizar ciertos tratamientos, transplantes y por supuesto también implantes, relacionados directamente con el campo de los biomateriales.

Según la respuesta adquirida de los biomateriales con el tejido circundante, se clasifican en dos grupos: Los materiales bioinertes, son aquellos que dan como resultado la formación de una capa fibrosa delgada entre el hueso y el material, la cual es perjudicial para dicha unión, ya que provocan una mala fijación debido a movimientos a nivel microscópico que provocan la inestabilidad del implante, y por tanto el rechazo del mismo. Por lo contrario, encontramos los materiales bioactivos, los cuales crean un enlace fuerte entre la cara

externa del material y el hueso, provocando una respuesta biológica óptima, y que por tanto conducirá al éxito del tratamiento.⁴

A lo largo de la historia en el campo de los biomateriales, los primeros materiales documentados, trataron de madera tallada como uso para diferentes tratamientos tales como injertos, fracturas o amputaciones. Posteriormente, Levert en 1829 estudió el empleo de materiales como el oro, el aluminio y la plata, pero que fueron descartados y reemplazados por el acero inoxidable a finales del siglo XIX, ya que resultaban ser materiales nocivos para el organismo. A partir del final de la segunda guerra mundial, el campo de los biomateriales tuvo un gran auge y comienza el uso de los materiales que se emplean en la actualidad como el titanio y sus aleaciones.¹³

En el campo de los biomateriales de mayor actualidad, podemos hablar de “cuatro generaciones”: la primera generación (según Navarro en 2005) se da entre los años sesenta y setenta, donde los materiales de elección fueron el polietileno y el acero cuyo fin era lograr propiedades físicas parecidas al tejido sustituyente. La segunda generación consta de biomateriales caracterizados por la pasividad y la inercia que implican un alto rechazo por inadaptación con el organismo pertinente, como son el titanio y sus aleaciones. La tercera generación data en los años noventa, en la cual se decreta que es el material el que debe adaptarse al organismo, y no al contrario (según Jacota en 2008); es en este momento cuando se empieza a hablar de “biomaterial activo” (según Jacota, 2008; Zárate y Reyes, 2006) que engloba a aquellos materiales como como la hidroxiapatita, fosfatos de calcio o los biovidrios, que se caracterizan por asimilarse en sus superficie o en su composición con el organismo en el que se encuentre . Por último, en la cuarta generación encontramos el

término de “materiales inteligentes” (según Jacota en 2008) que son capaces de interactuar y adaptarse con el sistema biológico, de manera que pueda integrarse y degradarse, y de hacer frente a infecciones si fuese necesario.¹⁵

Existen diferentes materiales de los que se componen los implantes dentales; en la actualidad el material de elección es el titanio debido a su comportamiento inerte al entrar en contacto con los tejidos biológicos⁷. Además, el titanio presenta una gran biocompatibilidad y constituye el material ideal para conseguir la oseointegración con éxito a largo plazo tras la carga funcional, refiriéndose a la colocación de la parte protésica junto al implante dental para poder llevar sus diferentes funciones en la cavidad oral (función estética, función masticatoria..) .¹¹

Aunque el titanio es el material de elección para llevar a cabo los tratamientos implantológicos por su biocompatibilidad, su resistencia a la corrosión y sus buenas propiedades mecánicas, estos siguen teniendo una tasa de fracaso significativa, tanto a medio como a largo plazo, producido fundamentalmente por infecciones peri-implantarias.¹⁶

Para poder conseguir una mayor adhesión y proliferación celular, y así mejorar las propiedades de la topografía superficial de los implantes, estos son supeditados a tratamientos que crean irregularidades superficiales en la escala micro y sub-micrométrica. Además, para mejorar la deposición de hueso sobre el implante dental, se comenzó a utilizar recubrimientos basados en minerales de origen orgánico.⁷

Otro tipo de recubrimientos de los que se hablará más adelante, se trata de recubrimientos antibacterianos para implantes, que adquirieron gran importancia por no basarse en el uso

de antibióticos; ya que aunque estos son de gran utilidad frente a las infecciones peri-implantarias, se han demostrado la aparición de resistencias de cepas bacterianas, por lo que este tipo de recubrimientos serán de gran utilidad. ¹⁶

Para ello, es importante explicar el proceso de formación de biofilm, que tendrá relevancia en los recubrimientos poliméricos antiadherentes que se explicarán más adelante. Por tanto, la formación de biofilm bacteriano, consta de dos fases; una fase inicial rápida y reversible, y una fase posterior donde se producen interacciones tanto específicas como no entre bacterias.⁵

En este trabajo, también hablaremos de recubrimientos con propiedades osteoinductoras destinados a implantes dentales metálicos que disminuya los tiempos de integración al medio bucal, presentando así una mayor velocidad en el proceso de osteointegración; de esta manera se conseguirá una excelente unión hueso-implante en todos los tipos de pacientes, incluso en casos donde no es óptimo el tratamiento de implantes debido a la lenta capacidad de regeneración ósea, ya que en la actualidad, aunque el titanio sea el material de elección, en determinados pacientes se necesitan tiempos de osteointegración mayores .²

Se ha demostrado en diferentes estudios, que ante las demoras en los procesos de integración, pueden integrarse con mayor facilidad al incorporar ciertos materiales bioactivos, como por ejemplo, el fosfato tricálcico, los biovidrios o la hidroxiapatita. De esta manera, se hablará de diferentes recubrimientos en los que se emplean estos materiales para la mejoría en dicho proceso de osteointegración, como alternativa de solución para la sustitución del tejido óseo.⁴

En el proceso de osteointegración las superficies de los implantes tienen un papel fundamental para conseguirlo. Además de existir diferentes diseños y materiales en implantología, en la actualidad es de gran importancia también el tratamiento y el acabado de las superficies de dichos implantes, así como la naturaleza del recubrimiento.¹⁸.

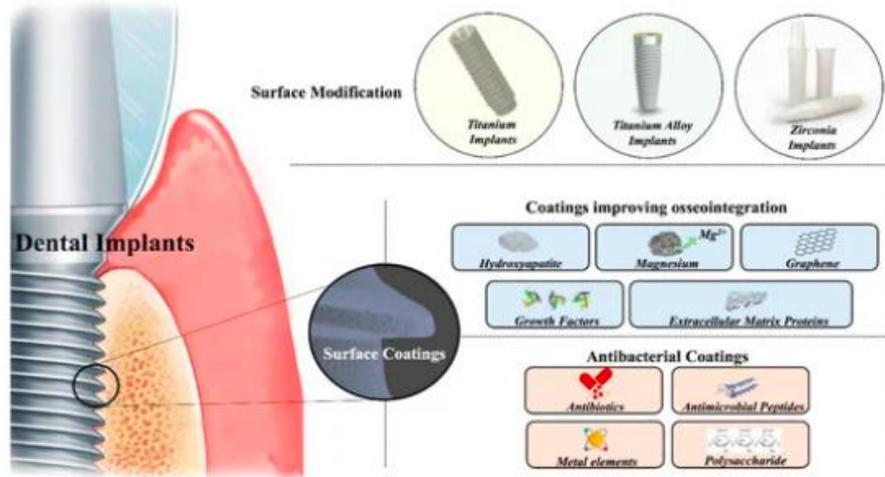


Figura 1: Ilustración de tipos de recubrimientos de superficies de implantes (22)

A continuación se van a exponer algunos de los materiales y sus propiedades, detallados en los diferentes artículos en nuestra búsqueda bibliográfica:

1. Titanio

Como hemos expuesto anteriormente, el titanio y sus aleaciones, es el material más empleada en el campo de la implantología debido a sus propiedades tanto físicas, como químicas y biomecánicas; además de presentar una óptima resistencia, su éxito a largo plazo tras la carga funcional se debe especialmente por lograr una gran biocompatibilidad y osteointegración con los tejidos periimplantarios.^{11,17}

Una de las propiedades del titanio, es la capa de óxido de superficie que consigue la biocompatibilidad y la resistencia frente a la corrosión de dicho material, que se genera al estar en contacto con el aire o agua a temperatura ambiente, creando un grosor de 3-5nm, que normalmente el óxido formado suele ser el dióxido de titanio (TiO_2).¹¹

La estructura y composición interna de los implantes suelen ser metálicos, comúnmente de titanio y de sus aleaciones, y a su vez puede estar recubierto de otros materiales que favorecen el proceso de osteointegración.¹⁷

El titanio y las aleaciones de titanio, en especial las aleaciones de Ti-6Al-4V, han demostrado ser los materiales de elección por su elevada resistencia a la corrosión frente a otros materiales, ya que no cualquier material está capacitado para someterse a la corrosión que originan los fluidos corporales a los metales del implante.¹³

1.1 Implantes de titanio con características antibacterianas

El fin de este tipo de este tipo de superficies, es evitar infecciones bacterianas en los implantes, como por ejemplo la periimplantitis.⁵

Existen dos tipos: recubrimientos pasivos y recubrimientos activos. Los recubrimientos pasivos son aquellos que imposibilitan la adhesión bacteriana, y los recubrimientos activos son aquellos que impiden una vez adheridos estos microorganismos (formado el biofilm), son capaces de erradicarlo.⁵

Para ello, se ha empleado diferentes métodos para proveer a los implantes de esta actividad antibacteriana, como son; “1.1.1) modificaciones superficiales físicas y químicas del titanio, 1.1.2) recubrimientos poliméricos antiadherentes, y 1.1.3) estrategias basadas en la incorporación de agentes biocidas en una matriz”.⁵

1.1.1) Modificaciones superficiales de los implantes

Las características superficiales de un implante resultan importantes en cuanto a la adhesión bacteriana y la posterior formación de biofilm bacteriano; diferentes estudios han demostrado que las superficies rugosas facilitan dicha adhesión bacteriana, frente a las superficies lisas (Aunque más adelante, explicaremos superficies de tipo rugosa, que se emplean hoy en día).⁵

Se ha estudiado diferentes estrategias para la modificación superficial de los implantes, como por ejemplo, la irradiación de luz ultravioleta sobre el implante que produce una mayor hidrofilia en la capa de óxido de titanio evitando la adhesión bacteriana sin alterar el proceso

de osteointegración. También se consiguen estas modificaciones, alterando la cristalinidad de la capa de óxido superficial del titanio o dopando los implantes con agentes antibacterianos metálicos como el zinc, cobre o plata. ⁵

En los implantes metálicos, pueden realizarse diferentes tratamientos con el objetivo de mejorar el proceso de osteointegración, entre ellos se destacan:

A) La pasivación:

Se basa en recubrir la superficie del implante mediante una capa de óxido que evita la liberación de iones metálicos al exterior y provee una limpieza de toda la extensión de restos orgánicos e inorgánicos; esta capa anodizada puede formarse mediante la inmersión en ácido nítrico al 40% y también en soluciones de este ácido con el ácido fluorhídrico alrededor de unos treinta segundos. De esta manera la biocompatibilidad, resistencia al desgaste y la dureza de la superficie del material mejora. ¹⁷

B) La anodización:

Este proceso mejora la resistencia a la corrosión del implante; consiste en producir en la superficie del material, una capa más gruesa de óxido mediante una corriente eléctrica que atraviesa el metal.¹⁷

C) La texturización:

Este proceso mejora la resistencia a la corrosión y a la fatiga del implante, y mejora el proceso de osteointegración tratando de aumentar la superficie del implante (logra un aumento de superficie hasta seis veces o más) que se encuentra en contacto con

el hueso, mediante el ataque con ácidos creando rugosidades y asperezas en dicha superficie. Como desventajas, encontramos la imposibilidad de controlar el tamaño, disposición y forma de estas rugosidades, además de la posibilidad de formas hidruros de titanio que aumentan las posibilidades de fracturas.¹⁷

D) Método termoquímico:

Este proceso trata de cambiar la superficie bioinerte a una superficie bioactiva, utilizando la apatita como ión de calcio que consta de la misma composición química que la fase mineral del cuerpo, de forma que no lo reconozca como cuerpo extraño, evitando la producción de tejido conjuntivo alrededor y procesos inflamatorios, y lo acepta como suyo, se deposita con un enlace químico y aumenta la estabilidad de la capa; este método trata de formar una capa de hidroxiapatita carbonatada, de manera que puedan incorporarse fármacos o proteínas al recubrimiento, y así favorecer la formación de hueso y evitar procesos infecciosos. Esto puede llevarse a cabo mediante el arenado o mediante el tratamiento con ácido, creando rugosidades, y así mejorando la integridad del implante.

Recientemente, se ha añadido otro método, conocido como tratamiento hidrotermal, en la cual se trata las superficies de titanio con agua a altas temperaturas con H_3PO_4 .¹⁷

1.1.2) Recubrimiento poliméricos antiadherentes

Este tipo de recubrimientos impiden la formación de biofilm, a través de una topografía o una química superficial no beneficioso que inhibirá tanto la adhesión como el crecimiento de los microorganismos bacterianos.⁵

Uno de los primeros recubrimientos usados y más empleados, es el Polietilenglicol (PEG); este recubrimiento se caracteriza por presentar una morfología tipo cepillo polimérico presentando una capa protectora que repele a las bacterias. La incorporación de este recubrimiento a la superficie de los implantes se puede realizar mediante una unión directa con la superficie, adsorción química o enlaces de moléculas.⁵

1.1.3) Recubrimientos de matrices de liberación de agentes biocidas:

Se trata de otro tipo de recubrimientos antibacterianos semejante al grupo anterior explicado, pero que discrepan en que estos se emplean agentes antibacterianos encapsulados en una matriz sobre la superficie del implante, que mediante la degradación de dicha matriz, podrán difundirse el fármaco encapsulado en el medio y así proceder frente a agentes infecciosos. Este tipo de recubrimientos han adquirido gran auge debido a la capacidad de prevenir la adhesión de el biofilm, que son los conocidos como recubrimientos pasivos. Dentro de este grupo, destacan un tipo de recubrimientos llamados "Contact-killing" (recubrimientos con agentes biocidas unidos covalentemente o mediante otro tipo de enlaces al sustrato, causando muerte bacteriana por contacto al liberarse el principio activo) que son recubrimientos pasivos, y los recubrimientos activos (aquellos que liberan el agente antibacteriano tras su degradación en una matriz).

1.2) Tratamientos bioactivos

Además de los tratamientos superficiales ya explicados, existen recubrimientos con materiales bioactivos, como son el fosfato de calcio o la hidroxiapatita, que permiten una mayor biocompatibilidad de las superficies de titanio.¹⁰

2) Implantes de superficie mecanizada

Este tipo de superficies, han sido las más estudiadas ya que con este tipo de implantes se culminó el concepto de osteointegración por el grupo sueco de Branemark, y cuyo aspecto rugoso se da por procesos de fresado y pulido creando irregularidades casi inapreciables.¹¹

3) Implantes con superficie rugosa

En los últimos años, se ha estudiado la topografía superficial de los implantes, de manera que cuanto más rugosas sean (tratando la superficie con diferentes tecnologías y creando microcavidades, fisuras o grietas) mejor integración y resistencia frente a fuerzas de compresión, tensión y estrés se conseguirá del implante.¹¹

Para dar lugar a estas rugosidades y así mejorar la unión hueso-implante, se empleó como materiales la hidroxiapatita o el plasma de titanio. El plasma de titanio empleado como recubrimiento de superficies de implantes estimula la osteogénesis por mecanismos de adhesión celular (evidenciados mediante estudios in vitro), y logra una mayor resistencia a las cargas funcionales convencionales, a las fuerzas de tracción y de cizallamiento.¹¹

Mediante estudios in vivo, se demostró la mejoría en la calidad y rapidez de la unión hueso-implante con este tipo de recubrimientos que con los implantes de superficie mecanizada.

Además se confirma que los valores de la fuerza de torque que deben emplearse para la remoción de un implante, son más elevados en aquellos implantes con superficies rugosas mediante sustracción que en cualquier otro tipo de superficies.¹¹

Por otro lado, encontramos superficies rugosas arenadas, las cuales también han supuesto mejorar la diferenciación de osteoblastos entre hueso-implante para el éxito de la osteointegración, gracias a la rugosidad y a las características topográficas.¹¹

También encontramos superficies grabadas tratadas con diferentes ácidos, como por ejemplo el ácido nítrico, el ácido sulfúrico o el ácido clorhídrico, que han supuesto una mejora en la respuesta biológica y un aumento de la rugosidad en dichas superficies. Se ha demostrado que mediante las propiedades químicas que resultan del uso de estos ácidos, se estimula la adherencia celular, al igual que la actividad de la osteocalcina y la fosfatasa alcalina. Se ha demostrado que el grabado de las superficies en comparación con las superficies pulidas, la resistencia a la rotación inversa del torque, es mucho mayor.¹¹

Posteriormente, mediante estudios experimentales, se incluyó un tipo de superficies llamadas SLA, en las cuales se encuentran dos tipos de tratamiento en una misma superficie; primero la superficie del implante se somete al arenado y después al grabado. Se ha demostrado en este tipo de superficies, que también se incrementa la rugosidad del implante y la proliferación celular en dicha superficie; por lo que se ha mostrado que la topografía de la superficie puede determinar la expresión fenotípica de los osteoblastos, que afectará al proceso de la cicatrización ósea, particularmente en las superficies de tipo SLA, como por ejemplo superficie Nanoblast Plus o Galimplant. Diferentes estudios in vivo

describieron con la superficie SLA un mayor contacto de coágulos sanguíneos, presentando así una mayor afinidad por el tejido óseo durante el proceso de cicatrización.¹¹

Cabe reseñar, en la actualidad existe otro tipo de estudios llevados a cabo mediante el grabado con ácidos previo, y su posterior tratamiento con luz ultravioleta en unos periodos de tiempo superiores a las 48 horas, lo que se piensa que provee al implante de titanio de fotocatalicidad, y así favorece la capacidad osteoinductiva junto con la remoción de hidrocarburos en la superficie, dando lugar a un proceso denominado “fotofuncionalización” que hace más idóneo la unión del implante al hueso.¹⁷

4) Implantes con recubrimientos de porcelana

Este tipo de recubrimientos se añaden a los implantes metálicos mediante pulverización o mediante spray plasmático cuya finalidad es crear un lecho bioactivo que permite mejorar la resistencia mecánica y facilita la integridad y adhesión al hueso con el implante; dichos recubrimientos tienen el objetivo de crear un tipo de superficie iónica de porcelana que supone ser hidrófila y estable termodinámicamente. Como inconveniente, resultan ser materiales muy elásticos y con una resistencia a la tracción baja (resisten bien las fuerzas compresivas pero poco las fuerzas oclusales), y por ello no soportan bien las cargas uniaxiales.^{4,18}

OBJETIVOS:

1. Objetivo principal:

- Conocer los nuevos materiales empleados para recubrir los implantes dentales.

2. Objetivos secundarios:

- Comparar las nuevas técnicas utilizadas en el uso de estos nuevos materiales.
- Identificar los beneficios que ofrecen los distintos materiales.

MATERIALES Y MÉTODOS:

A continuación, se detallará la revisión bibliográfica empleada en dicho estudio. La bibliografía fue objeto de una revisión electrónica sistemática a través de las bases de datos Medline y Pubmed mediante la página de la Biblioteca Crai de la Universidad Europea, y a través del buscador GoogleScholar, con el fin de identificar artículos que estudian las superficies y las técnicas de recubrimiento de los implantes dentales. Se trata de un estudio de tipo descriptivo. Como criterios de inclusión, este estudio se ha filtrado en una revisión basada en veinticinco artículos, comprendidos entre los años 2010 a 2020 y publicados tanto en inglés como en español. Como criterios de exclusión, hemos descartado aquellos artículos publicados en otros idiomas, y cuyos pacientes comprendiesen la edad infantil o edades muy avanzadas. Además en dichos artículos se han realizados estudios tanto in vivo como in vitro.

Como palabras clave incluimos: “Materiales recubrimiento de implantes”, “Nuevos materiales recubrimiento implantes”, “Historia implantes”, “Materiales en implantología”.

DISCUSIÓN:

Para poder exponer los diferentes materiales de recubrimiento de implantes que hemos analizado en los diferentes estudios, vamos a comenzar explicando el proceso de unión o integración entre el implante y el hueso.

Existen, según la comunidad dental, en 1985, cuatro tipos de hueso diferenciados por la cantidad relativa de hueso compacto (o cortical) y esponjoso (o trabecular). De esta manera se clasifican en: hueso de Clase 1 en el cual predomina el hueso cortical cortical (como el que encontramos en la sínfisis mandibular), el hueso de Clase 2 en el que hay una gruesa capa de hueso compacto que rodea un núcleo de hueso esponjoso, el hueso de Clase 3 en el cual la capa de hueso cortical es mucho más fina, y por último, el hueso de Clase 4 en cual esta compuesto mayoritariamente por hueso esponjoso (como encontramos en el maxilar posterior).³

El proceso por el cual el implante (determinado como cuerpo extraño para el organismo) se adapta al medio (en este caso, el hueso) se denomina osteointegración. En él, el organismo crea una respuesta frente a este cuerpo extraño, creando una reacción celular como defensa en el que se produce un proceso de inflamación, cuyo fin es fagocitar y reparar los posibles tejidos afectados en el lugar del implante.³

Aunque se conoce que los implantes dentales tienen una alta tasa de éxito, como afirma Palla Rubio.B (5), concretamente un 97% de tasa de éxito en dicho tratamiento en hueso maxilar y un 95% en hueso mandibular, se sigue buscando mejorar la integración de los mismos, especialmente en pacientes que carecen de una buena cantidad y calidad de hueso.

Los estudios por Osborn y Newesley (3) hablan de la posibilidad de deposición de osteoblastos tanto en la superficie ósea como sobre el implante, denominándose cada proceso como osteogénesis a distancia y osteogénesis de contacto. En el caso de la osteogénesis a distancia, la deposición de osteoblastos se da en la superficie del antiguo hueso creando nuevo hueso y acercándose así a la zona peri-implantaria. Este hecho, se da tras la colocación del implante e el que se produce la interrupción vascular en el momento dando lugar a una necrosis del hueso que provoca la llegada de osteoclastos, y consigo la remodelación ósea. En el caso de la osteogénesis de contacto, la formación de nuevo hueso se da alrededor de la superficie del implante (lo contrario que la osteogénesis a distancia) por la colonización de células osteoblásticas. El fin de ambos procesos de osteogénesis es la diferenciación celular dando lugar a la formación de tejido óseo nuevo.³

También hay que tener en cuenta, como habla en su artículo Larrucea Verdugo *et al* (18), la presencia del medio bacteriano alrededor de los componentes de un implante, por lo que es importante, además de elegir unos materiales biocompatibles y preferiblemente bioactivos, una buena conexión pilar- implante con un torque elevado a ser posible, para evitar la microfiltración bacteriana, y así, eludir sintomatología patológica para el paciente, como sangramiento o halitosis.

Como afirma Vanegas Acosta J.C *et al* (7) y en su mayoría de autores de los diferentes estudios, el material de implante de elección por su biocompatibilidad con los tejidos biológicos circundantes al implante, es el titanio (y por sus otras propiedades ya mencionadas en la introducción). Además del tipo de material, otros factores condicionantes, son el tipo de recubrimiento y la topografía superficial.⁷

Enfocándonos en los tipos de recubrimientos de implantes, podemos destacar varios por sus propiedades antibacterianas a la hora de mejorar las propiedades físico-químicas de los implantes. Además hay que tener en cuenta que la capacidad antibacteriana que tengan algunos recubrimientos, no deben afectar ni a la capacidad de osteointegración ni a la biocompatibilidad en el medio receptor.⁵

En cuanto a la prevención de adhesión de biofilm alrededor de las superficies de implantes, según el artículo de Palla Rubio.B (5), las superficies rugosas de implantes, tienen mayor predisposición a la adhesión de biofilm bacteriano, respecto a las superficies lisas. De esta manera, en los últimos años, han adquirido gran importancia las investigaciones enfocadas en recubrimientos que contienen agentes antibacterianos que tengan la capacidad de eliminar las bacterias que se adhieren a dicha superficie; en 2015 Buxadera Palomero, consigue emplear el polímero polietilenglicol (caracterizado por sus propiedades antibacterianas) para modificar la superficie de implantes mediante la polimerización por plasma, haciendo disminuir la colonización bacteriana de dos cepas encargadas de la formación de biofilm pero permitiendo una correcta adhesión celular.⁵

En el artículo de Palla Rubio.B (5) y Población Concejo.J (13) evidencian los recubrimientos en los cuales se necesita inducir la muerte celular para eliminar las bacterias que ya han sido adheridas a las superficies del implante; se habla de otra técnica muy empleada, es el uso de agentes antibacterianos encapsulados en una matriz; uno de estos recubrimientos son los denominados Contact Killing (conocidos como recubrimientos pasivos) en los que encontramos recubrimientos que incorporan compuestos poliméricos como quitosano o aquellos que unen compuestos catiónicos, cuya función es reaccionar con la membrana

bacteriana y hacerla desintegrarse (que está cargada negativamente) a través de su naturaleza policatiónica. En dicho artículo, la autora diferencia estos recubrimientos pasivos de los recubrimientos activos; estos recubrimientos deben encontrarse en medio acuoso y se basan en la liberación de moléculas que consiguen eliminar las bacterias adheridas al sustrato. Este tipo de recubrimientos tienen la ventaja de poder incorporar antibióticos específicos para evitar infecciones de los implantes, además de evitar una toxicidad sistemática ya que tienen una difusión únicamente local de dichas moléculas antibacterianas, aunque en la actualidad tienen un uso muy limitado.

Con respecto a la prevención de la adhesión bacteriana en los recubrimientos de implantes, en un estudio reciente de Dongdong Fang *et al* (19), destaca un nuevo recubrimiento compuesto de péptidos, el cual sería un buen material de elección como prevención a la periimplantitis ya que tiene la posibilidad de inhibir la adhesión de la “*Porphyromonas gingivalis*”, el cual se trata de un patógeno presente en pacientes adultos con enfermedad periodontal tanto crónica como agresiva.

Es por ello, que se busca lograr materiales de recubrimiento de implantes que impidan esta adhesión bacteriana, como encontramos en el artículo de Población Concejo (13), donde afirma que las propiedades antibacterianas de los recubrimientos de implantes, pueden lograrse mediante la transformación de la superficie de dichos materiales y para impedir la formación de biofilm estas superficies deberían crear repulsiones electrostáticas (buscando polímeros aniónicos para repeler a las bacterias que generalmente son de carga negativa) y también podrá ayudar la creación de recubrimientos de carácter hidrófilo (ya que las células microbianas se adhieren con mayor facilidad a superficies hidrófobas) para impedir la

proliferación bacteriana. En él realiza un amplio estudio en muestras de láminas Ti-6Al-4V con recubrimientos considerados con capacidad antibacteriana; habla de la funcionalidad exitosa lograda al establecer la síntesis de los polímeros HA (ácido hialurónico), CHI (quitosano) y PVP (poliN-vinilpirrolidona) con el compuesto químico catecol, el cual resulta servir de anclaje tras formar fuertes uniones y aumentar la hidrofilia con las superficies empleados.

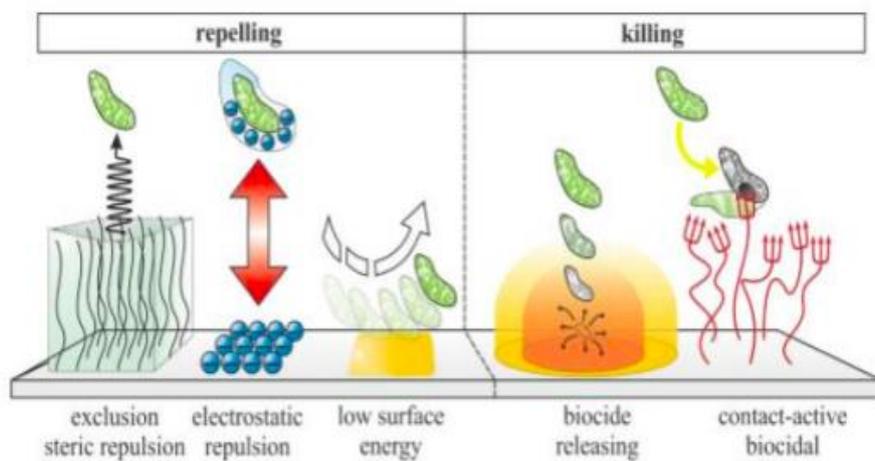


Figura 2: Diferentes maniobras de desarrollo y acción de superficies antimicrobianas (13)

Otro de los materiales de recubrimientos actuales con gran interés según Joan Lario-Femenía *et al* (10), son los recubrimientos con una morfología de nanotubos obtenida mediante oxidación electroquímica. Este tipo de recubrimientos surgieron a raíz de los posibles fallos que provocaban los recubrimientos con materiales bioactivos, debido a las diferencias de espesor y de propiedades que presentaban entre el recubrimiento bioactivo, y la capa de óxido del implante de titanio, generando tensiones interfaciales. Estos, con un posterior tratamiento térmico para obtener una estructura cristalina, mejora la resistencia a

la corrosión de los materiales, y por tanto aumenta la durabilidad de los implantes. Por tanto, en dicho estudio se consideran como una buena opción de futuro para mejorar la biocompatibilidad a largo plazo de los implantes de titanio.

Como hemos comentado anteriormente, el proceso de oseointegración resulta vital para el éxito del tratamiento de implantes, por lo que como afirma la Dra. Álvarez *et al* (17), la importancia de los recubrimientos de implantes es que los materiales bioinertes de lo que se componen que carecen capacidad osteogénica, puedan convertirse en materiales bioactivos a través de diferentes tratamientos en la superficie de los implantes; según el estudio de Palla Rubio.B (5), la oseointegración puede verse facilitada por el incremento de la rugosidad en las superficies de los implantes con procesos de arenado y/o grabado, en especial por las superficies de tipo SLA (en el que sufren un proceso de arenado y grabado ácido) y como resultado se consigue una favorable unión entre el hueso y el implante; aunque por otro lado, según Joan Lario-Femenía *et al* (10), el tratamiento de superficies que consigue mayor osteointegración, es la oxidación electroquímica con electrolitos que contienen iones de flúor.

Existen diversos estudios comparativos con diferentes materiales de superficies de implantes, ya que es un área de gran relevancia a día de hoy; en otro de los estudios analizados, según Vanegas Acosta J.C *et al* (7), las superficies recubiertas de hidroxapatita y fosfato tricálcico suponen ser las superficies con mayor poder de osteoinducción, es decir, tienen más capacidad para la formación de depósitos minerales; esto es un factor muy beneficioso para el implante ya que promueve el proceso de oseointegración.

En relación a ello, Gaona Latorre M. (25) habla de la hidroxiapatita como un material con excelentes propiedades biológicas al emplearse como recubrimiento sobre sustratos metálicos (como el titanio). Para conseguir la deposición de estos recubrimientos, el método más utilizado es la proyección térmica con plasma, del cual también habla la Dra. Álvarez *et al* (17). Sin embargo, en el estudio de Gaona Latorre M. (25) compara dos métodos de deposición de la hidroxiapatita como recubrimiento; el método de proyección térmica con plasma y la proyección térmica por alta velocidad; en él alega que la proyección térmica por alta velocidad tiene la ventaja de conseguir recubrimientos de hidroxiapatita con mayor pureza y cristalinidad al degradarse menos dicho material por utilizar temperaturas menos elevadas, aunque en ambos métodos se consigue la misma adherencia de dichos recubrimientos. Por otro lado, en el método de proyección por plasma, se crea una fase amorfa además de fases de fosfato de calcio entre el sustrato y el recubrimiento, que son más solubles que la hidroxiapatita, y esto podría provocar inestabilidad en la adherencia recubrimiento-hueso, y como comenta la Dra. Álvarez *et al* (17), mediante este proceso podría ocasionar a futuro periimplantitis por la deposición de bacterias en las fisuras y espacios producidos en la proyección térmica por plasma.

También cabe destacar el método de síntesis sol-gel, explicado en el artículo de Palla Rubio.B (5), como una de las técnicas más prometedoras para la deposición de sustancias químicas en los implantes dentales; este tipo de recubrimientos liberan agentes bactericidas, y por tanto son capaces de erradicar las bacterias depositadas en la superficie y las adyacentes a esta, sin llegar a alterar la osteointegración ni biocompatibilidad del medio. Se trata de recubrimientos activos, como nombrábamos anteriormente, cuyo proceso de formación “sol-gel” se desarrolló hace más de cien años (considerada como una técnica sencilla para

conseguir modificar ciertos materiales), y se basa en la formación de “una red inorgánica en disolución a través de reacciones químicas a bajas temperaturas y la formación de un sol, la gelificación del mismo, y el secado mediante evaporación para formar un recubrimiento sólido: xerogel”.⁵

A continuación, he elaborado una tabla con los principales tratamientos descritos en el artículo de la Dra. Álvarez *et al* (17), en la cual comparo los procesos que dan lugar a superficies con rugosidades mediante procesos de texturización, las cuales favorecen la osteointegración.¹⁰

TIPO DE TRATAMIENTO EN LA SUPERFICIE	PROCESO	VENTAJAS	DESVENTAJAS
Ataque con sustancias básicas	Tratamiento de la superficie de titanio con peróxido de hidrógeno.	Aumento de la rugosidad en la superficie y máximo grosor de oxidación, que resulta beneficioso para la osteointegración.	
Ataque mediante chorreado de arena	Bombardeo de partículas duras que dan lugar a marcas en la superficie.	-Bombardeo con CSi producen mayores rugosidades. -Mejores resultados con óxido de alúmina (con partículas de tamaño medio) provoca aumento de la osteocalcita que implica mayor rapidez y mejor desarrollo celular.	Bombardeo con óxido de titanio producen menos rugosidades.
Pulverización con plasma spray de titanio	Se emplea el mismo material que el implante.	Favorece la producción de rugosidades.	Alteraciones en la unión y pueden producir pequeños espacios donde queden partículas de Ti que pueden descamarse.

Sinterización de esferas de titanio	Se emplea el mismo material que el implante	Favorece la producción de rugosidades	Posible alteración de la resistencia a la corrosión y a la fatiga del implante.
Tratamiento con plasma spray de hidroxiapatita (O chorro de gas ionizado a altas temperaturas)	Deposición de partículas en la superficie del implante		Aparición de fisuras, falta de unión y creación de espacios que favorecen la deposición de gérmenes dando lugar a posibles infecciones periimplantarias.
Tratamiento de la superficie con láser	Formación de una capa homogénea y cristalina, cuyas capas se van depositando de forma controlada en grosores finos sobre el implante	Superficies tratadas con láser de Neodimio mejoran la fatiga, corrosión y la biocompatibilidad	Procedimiento más lento
Implantación iónica	Bombardeo de la superficie con iones de alta energía	Aumenta la resistencia a la corrosión, gracias a la formación de una película superficial de TiN, y que suponen una alta biocompatibilidad.	

CONCLUSIONES:

1. Los materiales empleados como recubrimientos de implantes son un área en continuo estudio, cuyo objetivo principal es reducir la carga bacteriana y la formación de biofilm sobre estos, sin llegar a comprometer la biocompatibilidad entre hueso e implante, y conseguir una topografía en la cual se obtenga la mayor tasa de oseointegración posible, ya que esta es la clave de todo tratamiento implantológico.
2. Los recubrimientos que aceleran el proceso de osteointegración y con efectos antibacterianos (y por tanto previenen la periimplantitis), son los recubrimientos de mayor interés en la actualidad, en los que destacan los recubrimientos de derivados poliméricos HA-catecol, CHI-catecol y PVP-catecol sobre muestras de implantes Ti-6Al-4V, y los recubrimientos conocidos como “contact killing”.
3. Las rugosidades superficiales que recubren el implante, permiten una mayor penetración del tejido óseo entre las microconcavidades y microprotusiones, resultando un mayor anclaje hueso-implante, en las cuales encontramos los recubrimientos de hidroxiapatita.
4. El tratamiento con grabado ácido tiene resultados muy satisfactorios al incrementar el área superficial del implante, y por tanto, crear una fuerte unión hueso-implante.

RESPONSABILIDAD:

Hoy en día, la colocación de implantes dentales esta extendida a nivel mundial en la población, ya que no suponen únicamente una mejoría a nivel funcional y estético en el paciente, si no tambien a nivel social y a nivel de la salud, aunque estos puedan suponer una limitación a nivel económico al tratarse de un tratamiento costoso.

Es por ello que los materiales de recubrimiento de implantes siguen en continuo estudio, pues se busca que el tratamiento sea exitoso, y para ello encontrar materiales que consigan que el implante se oseointegre y que eviten la colonización bacteriana, de manera que tengan la mayor durabilidad posible.

BIBLIOGRAFÍA:

1. Rappe KS. Evaluación de la osteointegración y osteoconducción de implantes de titanio poroso bioactivos: valoración con microscopía electrónica de retrodispersión en un modelo de implantación ortotópica en conejos [Internet]. Universitat Autònoma de Barcelona, 2019.; 2019.
2. Juan Díaz MJ. Desarrollo de recubrimientos híbridos bioactivos para implantes dentales. 2013;1.
3. Lara Sáez I. Evaluación biológica de nuevos recubrimientos osteoinductores sintetizados vía sol-gel para aplicación en implantología dental. 2015; Available from: <https://riunet.upv.es/handle/10251/51463>
4. Rendón ME, Castaño JG, Restrepo SMR, Echeverría F. Materiales Y Técnicas Utilizadas en Recubrimientos Bioactivos Para Mejorar Procesos De Oseointegración. Revista Politécnica [Internet]. 2012;8(15):75–88.
5. Rubio B. Recubrimientos antibacterianos basados en silicio para implantes dentales [Internet]. Dialnet. 2016. Available from: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/tesis?codigo=212882>
6. Lamberti Vázquez AJ. Influencia de las características estructurales de los implantes en el proceso de oseointegración revisión de la literatura. Acta odontológica venezolana [Internet]. 2008 Jan 1;46(4):539–42.
7. Acosta JCV, Garzón-Alvarado D, Casale M. Interacción entre osteoblastos y superficies de titanio: aplicación en implantes dentales. Revista7 Cubana de Investigaciones Biomédicas [Internet]. 2010 Jan;29(1):1–12.
8. Peniche C, Solís Y, Davidenko N, García R. Materiales compuestos de quitosana e hidroxiapatita. Biotecnología Aplicada [Internet]. 2010 Jul;27(3):192–201.
9. Romero-Gavilán F. Obtención de recubrimientos bioactivos: Estudio del efecto de la variación del contenido en TEOS en una red vitrea de alcoxilanos. 2014;91. Available from: http://repositori.uji.es/xmlui/bitstream/handle/10234/110122/TFM_2013_romeroF.pdf?sequence=1&isAllowed=y
10. Lario-Femenía, J., Amigó Mata, A., Vicente-Escuder, Á., Segovia-López, F., & Amigó, V. (2016). Desarrollo de las aleaciones de titanio y tratamientos superficiales para incrementar la vida útil de los implantes. *Revista de metalurgia*, 52(4), e084-e096.
11. Blanco López P, Monsalve Guil L, Matos Garrido N, Moreno Muñoz J, Nuñez Márquez E, Velasco Ortega E. La oseointegración de implantes de titanio con diferentes superficies rugosas. Av Odontoestomatol [Internet]. 2018. Jun; 34(3): 141-149.
12. Goñi DI, Lara I. I + D + i osteoinductor para implantes dentales. 2014;(1):98–106.
13. Grado TF De. Recubrimientos antibacterianos para implantes de Ti-6Al-4V. Implant para Pod Ayud a Pers con escasos Recur. 2019;
14. Sáez M. Evaluación biológica de nuevos recubrimientos osteoinductores sintetizados vía sol-gel para aplicación en implantología dental. [Internet]. Dialnet. 2015 . Available from: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/tesis>
15. Plazas Bonilla, Clara Eugenia, Perilla, Jairo Ernesto. Pasado, presente y futuro cercano de los materiales para uso en implantes óseos biodegradables. Ingeniería e Investigación. 2011; 31 (2):124-133.

16. Godoy-Gallardo M, Mas-Moruno C, Yu K, Manero JM, Gil FJ, Kizhakkedathu JN, et al. Antibacterial properties of hLf1-11 peptide onto titanium surfaces: A comparison study between silanization and surface initiated polymerization. *Biomacromolecules*. 2015;16(2):483–96.
17. Dra.Carmen Álvarez Quesada, Dr. José Carillo Baracaldo. Materiales utilizados en la implantología oral y sus tratamientos de superficie - *Gaceta Dental* [Internet]. 2009. Gaceta Dental. Available from: <https://gacetadental.com/2011/09/materiales-utilizados-en-la-implantologia-oral-y-sus-tratamientos-de-superficie-25774/>
18. Larrucea Verdugo C, Jaramillo Núñez G, Acevedo Avila A, Larrucea San Martín C. Microleakage of the prosthetic abutment/implant interface with internal and external connection: in vitro study. *Clinical oral implants research* [Internet]. 2014 Sep;25(9):1078–83. Available from: <https://search-ebSCOhost-com.ezproxy.universidadeuropea.es/login.aspx?direct=true&db=mdc&AN=23822097&lang=es&site=ehost-live&scope=site>
19. Fang D, Yuran S, Reches M, Catunda R, Levin L, Febbraio M. A peptide coating preventing the attachment of *Porphyromonas gingivalis* on the surfaces of dental implants. *Journal of periodontal research* [Internet]. 2020 Aug ;55(4):503–10. Available from: <https://search-ebSCOhost-com.ezproxy.universidadeuropea.es/login.aspx?direct=true&db=mdc&AN=32096230&lang=es&site=ehost-live&scope=site>
20. Alnufaiy BM, Lambarte RNA, Al-Hamdan KS. The Osteogenetic Potential of Chitosan Coated Implant: An In Vitro Study. *Journal of stem cells & regenerative medicine* [Internet]. 2020 Dec 11;16(2):44–9. Available from: <https://search-ebSCOhost-com.ezproxy.universidadeuropea.es/login.aspx?direct=true&db=mdc&AN=33414580&lang=es&site=ehost-live&scope=site>
21. Hayakawa T, Sato M. Molecular precursor method for thin carbonate-containing apatite coating on dental implants. *Dental materials journal* [Internet]. 2020 Mar 31;39(2):181–6. Available from: <https://search-ebSCOhost-com.ezproxy.universidadeuropea.es/login.aspx?direct=true&db=mdc&AN=32037383&lang=es&site=ehost-live&scope=site>
22. Dong H, Liu H, Zhou N, Li Q, Yang G, Chen L, et al. Surface Modified Techniques and Emerging Functional Coating of Dental Implants. *Coatings* [Internet]. MDPI AG; 2020 Oct 22;10(11):1012. Available from: <http://dx.doi.org/10.3390/coatings10111012>
23. Yue J, Jin Z, Poon HLE, Shang G, Liu H, Wang D, et al. Osteogenic and Antibacterial Activity of a Plasma-Sprayed CeO₂ Coating on a Titanium (Ti)-Based Dental Implant. *Coatings* [Internet]. MDPI AG; 2020 Oct 21;10(10):1007. Available from: <http://dx.doi.org/10.3390/coatings10101007>
24. Chen X, Zhou XC, Liu S, Wu RF, Aparicio C, Wu JY. In vivo osseointegration of dental implants with an antimicrobial peptide coating. *Journal of materials science Materials in medicine* [Internet]. 2017 May;28(5):76. Available from: <https://search-ebSCOhostcom.ezproxy.universidadeuropea.es/login.aspx?direct=true&db=mdc&AN=28386851&lang=es&site=ehost-live&scope=site>

25. Gaona Latorre M. Recubrimientos biocompatibles obtenidos por Proyección Térmica y estudio in vitro de la función osteoblástica [Internet]. Universitat de Barcelona, 2007.; 2007. Available from: <https://search-ebsohost-com.ezproxy.universidadeuropea.es/login.aspx?direct=true&db=edstdx&AN=edstdx.10803.1077&lang=es&site=eds-live&scope=site>

ANEXOS:

1. INTRODUCCIÓN

En los últimos años, la ciencia de los biomateriales aplicados a los sustitutos óseos se ha centrado en la búsqueda de nuevos implantes fabricados con materiales que presenten una estructura de microporos interconectados necesarios para el crecimiento óseo adecuado para asegurar la fijación del implante y que también presenten propiedades biomecánicas óptimas. El bioglass, fosfato de calcio, hidroxiapatita y otros, presentan una buena capacidad de biocompatibilidad y osteoconductividad debido a la unión directa al tejido óseo a través de una capa de apatita. Sin embargo, el problema de tales materiales se basa en sus pobres propiedades mecánicas que los hacen inadecuados para la aplicación clínica en condiciones de carga, como en fusiones intervertebrales en cirugías espinales. Por otra parte, el titanio poroso y sus aleaciones representan los materiales de elección en la mayoría de las aplicaciones de carga, como en odontología y ortopedia, por ejemplo, para implantes dentales, articulaciones artificiales e implantes intervertebrales y espinales. Múltiples estudios han demostrado que el titanio presenta buena biocompatibilidad, excelente resistencia a la corrosión y propiedades mecánicas perfectas para soportar mejor las condiciones de carga. El desarrollo de un titanio poroso sometido a tratamiento de superficie, permite mejorar significativamente la formación de un enlace entre el implante y el hueso circundante favoreciendo, a la vez, los fenómenos de osteoconducción y osteointegración.

Los andamios de titanio porosos pueden fabricarse mediante una gran variedad de procesos, como la fusión selectiva por láser, la metalurgia de polvos o la síntesis de combustión, entre otros. Así, el titanio poroso puede presentar una porosidad altamente interconectada que permite una mejor colonización de los implantes por parte de las células y los nutrientes, mejorando el crecimiento óseo, la osteointegración y la fijación del implante. Además, para potenciar las propiedades osteointegrativas, el titanio poroso se puede tratar con diferentes métodos para la activación de la superficie: proteína morfogénica ósea, tratamientos ácido-álcali, tratamientos químico-térmicos, injerto de moléculas de adhesivo celular derivadas de la matriz extracelular y otros. Hay muchos estudios sobre los tratamientos termoquímicos de las superficies de implantes de titanio poroso mostrando sus efectos positivos para potenciar la osteointegración y la osteoconducción. Asimismo, diferentes estudios han demostrado el

RESUMEN

En la actualidad, en el desarrollo de implantes metálicos y, en particular el de los dentales, se necesitan métodos innovadores que permitan desarrollar nuevos procesos y materiales con mayor velocidad de osteointegración, para conseguir una unión hueso-implante óptima en todo tipo de pacientes, incluso en aquellos donde el uso de implantes dentales se desaconseja por tener mermada la capacidad para la regeneración ósea.

El titanio y algunas de sus aleaciones son materiales reconocidos como biocompatibles y los más empleados para la fabricación de implantes dentales. Sin embargo, en algún tipo de pacientes, los tiempos necesarios para la osteointegración son más elevados de lo deseable. Así pues, poder reducir los tiempos de cirugía requeridos en este tipo de operaciones, así como poder abarcar un mayor abanico de posibles pacientes tiene una gran relevancia clínica.

Una vía innovadora e incipiente para solucionar este inconveniente consiste en desarrollar nuevos recubrimientos osteoinductores que mejoren las propiedades de los implantes metálicos dentales.

El objetivo principal de esta Tesis Doctoral se centra en desarrollar recubrimientos con propiedades osteoinductoras para implantes dentales metálicos que mejoren su osteointegración, de forma que se reduzcan los tiempos para su integración. Se pretende dotar además a estos recubrimientos de una propiedad añadida, como es la capacidad de liberación de agentes terapéuticos cuando la situación lo requiera, evitando, por un lado las infecciones o procesos inflamatorios y, por otro lado, la ingesta de medicamentos por cualquier otra vía.

Para alcanzar estos objetivos, se propone la preparación de un recubrimiento híbrido orgánico-inorgánico obtenido mediante procesos de tipo *sol-gel*. La idea base subyacente en los desarrollos efectuados se centra en conseguir que el contacto del implante metálico con los tejidos vivos pueda establecerse a través de un material degradable con el tiempo que potencie la adhesión y proliferación celular, y la posterior mineralización.

RESUMEN

En esta Tesis Doctoral se llevó a cabo la evaluación biológica de nuevos recubrimientos híbridos (orgánico-inorgánico), sintetizados vía sol-gel, basados en precursores de silicio, como recubrimientos osteointegradores y osteoinductores aplicados a prótesis radiculares de titanio en el ámbito de la implantología dental.

La evaluación biológica de los nuevos recubrimientos constó de un estudio completo para determinar el efecto de los recubrimientos sobre cultivos celulares de linaje osteoblástico y el efecto de los tejidos tras la implantación *in vivo* en tibia de conejo (respuesta de reacción a cuerpo extraño y osteointegración), mediante estudio histológico. La caracterización biológica se complementó con una caracterización físico-química de los materiales, determinando su topografía, su mojabilidad, la reactividad de su superficie, así como su grado de degradación y la liberación de silicio, para explicar el comportamiento biológico que cada uno de los materiales indujo.

Los recubrimientos que presentaron un mejor comportamiento celular fueron seleccionados como materiales candidatos para llevar a la fase de implantación *in vivo*. Este trabajo constó de dos fases experimentales; (1) la **Fase de Caracterización I** de la que se extrajo una formulación prototipo, sobre la cual se realizaron mejoras químicas evaluadas en la (2) **Fase de Caracterización II**, de la cual fue elegido el recubrimiento prototipo final.

Se obtuvieron recubrimientos degradables en cuya degradación hidrolítica liberaron compuestos de silicio que indujeron la osteointegración de los implantes recubiertos mediante osteogénesis a distancia, sin interferir en el proceso de osteointegración del titanio. Los nuevos recubrimientos ofrecen la posibilidad de funcionalizar la superficie del titanio y servir de vehículo de liberación de biomoléculas y fármacos que puedan mejorar y acelerar el proceso de osteointegración del titanio.

MATERIALES Y TÉCNICAS UTILIZADAS EN RECUBRIMIENTOS BIOACTIVOS PARA MEJORAR PROCESOS DE OSEOINTEGRACIÓN

Mónica Echeverry Rendón M.Sc.^{1,2}, Juan G. Castaño Ph.D.², Sara M. Robledo Restrepo M.Sc. Ph.D.¹, Félix Echeverría E M.Sc., Ph.D.²

¹ PECET, Universidad de Antioquia. monicaecheverryr@gmail.com, srobledo@saludpublica.udea.edu.co

² Centro de Investigación, innovación y desarrollo de materiales CIDEMAT, Universidad de Antioquia, Sede de Investigación Universitaria, carrera 53 N° 61 – 30, Medellín, Colombia. fecheve@udea.edu.co, jcasta@udea.edu.co

RESUMEN

El tratamiento para problemas del tejido óseo con frecuencia requiere la utilización de implantes que involucren un óptimo comportamiento a nivel mecánico, biológico y estructural. Las opciones disponibles para la fabricación de estos implantes son numerosas, entre las cuales están los metales como el titanio, el acero inoxidable, entre otros. Estos materiales son ampliamente utilizados debido a su alta biocompatibilidad y a sus buenas propiedades mecánicas. A pesar de ello, poseen una baja actividad de integración con el hueso por lo que puede necesitarse de un tiempo más prolongado para que ocurra el proceso de oseointegración. El proceso de integración se puede acelerar con la incorporación de materiales bioactivos tales como la hidroxiapatita, el fosfato tricálcico y los biovidrios en la interfase material – tejido. Los materiales bioactivos tienen una respuesta biológica específica en la interacción del material que influye en la formación de un enlace fuerte con el tejido del receptor. Teniendo en cuenta que los biomateriales constituyen una fuente importante de alternativas para los implantes óseos, la presente revisión tiene como objetivo mostrar un panorama general sobre algunos de los conceptos relevantes que giran alrededor de los materiales bioactivos más utilizados y algunas de las técnicas de recubrimiento por las cuales se pueden depositar estos materiales sobre sustratos metálicos para ser utilizados como recubrimientos que faciliten el proceso de oseointegración como alternativa de solución para sustitución del tejido óseo.

Palabras clave: Biomaterial, bioactividad, recubrimiento, hueso.

Recibido: 14 de octubre de 2012.

Received: October 14th, 2012.

Aceptado: 11 de noviembre de 2012.

Accepted: November 11th, 2012.

MATERIALS AND TECHNIQUES USED IN BIOACTIVE COATINGS TO IMPROVE OSSEOINTEGRATION

ABSTRACT

The treatment for problems in bone tissue usually requires implants that can have an optimal performance in the mechanic, biologic and structural level. The available options for the manufacture of these implants are numerous, including metals as titanium, stainless steel, among others. These materials are widely used given their high biocompatibility and their good mechanic properties; even so, they have low activity and interaction with bone which may take a prudential time for oseointegration. However, this process of integration could be accelerated by the incorporation of bioactive materials like the hidroxiapatite, the tricalcic phosphate and the bioglasses in the material -tissue interface. Since biomaterial are an important source of alternatives for bone implants, this review is aimed to show an overview of some of the relevant concepts around most used bioactive materials and some of the coating techniques by which these materials can be deposited on metal substrates to be used as coating to facilitate the oseointegration process as an alternative to replacement of bone tissue.

Keywords: Biomaterial, bioactivity, coating, bone.

1. IMPLANTES DENTALES

Encontrar un sustituto ideal para la pérdida de una pieza dental ha sido uno de los objetivos principales de la odontología desde tiempos remotos. A pesar de que la ciencia de los biomateriales, y con ella la ciencia de los implantes, es muy reciente como disciplina científica, ya las antiguas civilizaciones reconocían el gran beneficio del reemplazo dental mediante el uso de diferentes materiales. Los intentos más antiguos descubiertos para lograr implantes dentales, corresponden a la civilización Maya y datan del año 600 d.C.^{1, 2}. Los arqueólogos han recuperado cráneos antiguos en los que los dientes fueron reemplazados por materiales que van desde piedras talladas como el jade, a fragmentos de conchas marinas. Sorprendentemente, aunque los métodos y materiales usados eran totalmente primitivos, algunos de estos primeros implantes estaban fusionados con el hueso de la mandíbula. También se han encontrado prótesis dentales en yacimientos arqueológicos del pueblo etrusco, que datan de alrededor del año 700 a.C. Estas costosas prótesis estaban formadas por dientes provenientes de animales y humanos y estaban sujetas con finas piezas de oro.

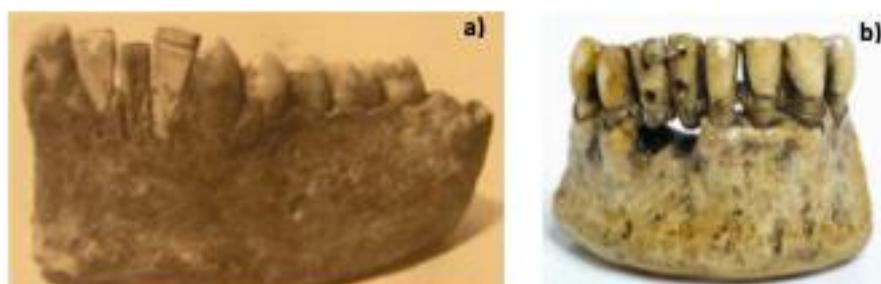


Figura 1.1: Mandíbula humana Maya (a) con sustituciones dentales hechas de nácar de las conchas, y dentadura humana etrusca (b) con un puente de soporte de oro para mantener las piezas dentales perdidas.

Durante las últimas décadas, la investigación en la implantología dental ha sufrido un intenso desarrollo como forma de reemplazar una pieza dental perdida con una tasa de éxito elevada³. La necesidad de esta sustitución surge como la respuesta lógica a la ausencia de los dientes que son elementos necesarios para la masticación e importantes para el prestigio y las relaciones sociales.

La función básica de los implantes dentales es la de servir como soporte sustituyendo a la raíz dental, creando de este modo una pieza sólida sobre la que

Revisiones Bibliográficas:

"INFLUENCIA DE LAS CARACTERÍSTICAS ESTRUCTURALES DE LOS IMPLANTES EN EL PROCESO DE OSEOINTEGRACION" REVISION DE LA LITERATURA

Recibido para arbitraje: 06/06/2007

Aprobado para publicación: 06/08/2007

- **Alberto José Lamberti Vázquez.** Profesor Instructor a medio Tiempo de la Cátedra de Coronas y Puentes, Facultad de Odontología. Piso 7, Universidad Central de Venezuela. Tlf. 0414 1392421

Resumen

El éxito de la oseointegración de los implantes dentales endóseos depende de una técnica quirúrgica y protésica apropiada, el diseño del implante y las propiedades del material del implante. Debido a los múltiples sistemas de implantes dentales existentes en el mercado, con diferentes diseños y materiales, se dificulta la selección de un sistema de implante ideal para una situación clínica específica. Las aleaciones metálicas y los cuerpos cerámicos son los materiales más comunes utilizados para la fabricación de los implantes dentales endóseos. Existen diferentes tratamientos para modificar la topografía superficial del implante, como los recubrimientos de hidroxiapatita (HA), el arenado con partículas de óxido de aluminio (Al₂O₃), el rociado con plasma de titanio (T.P.S.) y el grabado ácido. La rugosidad superficial de estos recubrimientos le permiten al tejido óseo penetrar en las irregularidades superficiales y aumentar la interacción biomecánica del implante con el hueso y aumentar la cantidad de hueso alrededor del implante dental.

Palabras claves: Oseointegración, implantes dentales endóseos, topografía superficial.

Abstract

The success of dental implant osseointegration depends on the right surgical-prosthetic protocol, implant design and material properties. Because of the many implant systems available in the market with different material and designs it is difficult to choose which system is suitable for a specific clinical situation. Alloys and ceramics are the most frequent material used to fabricate dental implants. There are different treatments to modify the implant surface topography, these includes hydroxyapatite-coatings, titanium plasma-sprayed, sandblasted, and acid-etched. The surface roughness obtained by these surface treatments promotes the penetration and growth of osseous tissue in the irregularities of the surface. The bone growth in the surface irregularities obtained by these treatments improved the implant-bone interface, and the extension of the bone around the dental implant.

Key Words: osseointegration, endosseous dental implant, surface topography.

Introducción

La pérdida de los dientes y los intentos por reemplazarlos, al restaurar la función y la estética se ha presentado como un reto a través de la historia de la humanidad.

Desde la década de los años cincuenta, se presentan a los implantes dentales como un método para la rehabilitación del paciente edéntulo y a partir de allí se ha revolucionado la práctica odontológica debido a la popularización de estos dispositivos oseointegrados.

Debido a la larga trayectoria clínica del uso de los implantes oseointegrados se han presentado múltiples revisiones y estudios donde encontramos reportes acerca de los factores que inciden en la longevidad y por lo tanto en el éxito del tratamiento implantosoportado. Entre estos factores encontramos las características estructurales del implante.

Características superficiales de los implantes dentales

Debido a los múltiples sistemas de implantes en el mercado, el odontólogo debe seleccionar, objetivamente, el sistema que le brinde mejores resultados para lograr el objetivo final; la fijación de los implantes al hueso a largo plazo. (1)

No todas las superficies de los implantes se comportan de igual manera, los recubrimientos de hidroxiapatita (HA), el arenado con partículas de óxido de aluminio (Al₂O₃), el rociado de plasma de titanio (TPS) que se aplica sobre un núcleo metálico y el grabado ácido son métodos frecuentemente utilizados para alterar y modificar la superficie del implante. (2)

Arenado con partículas de óxido de aluminio (Al₂O₃)

El arenado con partículas de diferentes diámetros es un método utilizado para alterar y modificar la superficie del implante.

FUENTE: www.actaodontologica.com/ediciones/2008/4/caracteristicas_estructurales_implantes_oseointegracion.asp

Fundación Acta Odontológica Venezolana

RIF: J-30675328-1 - ISSN: 0001-6365 - Caracas - Venezuela

Interacción entre osteoblastos y superficies de titanio: aplicación en implantes dentales

Interaction between osteoblasts and titanium surfaces: application in dental implants

Juan Carlos Vanegas Acosta^I; Diego Garzón-Alvarado^{II}; Martín Casale^{III}

^IMáster en Ingeniería Biomédica. Grupo de Modelado y Métodos Numéricos en Ingeniería-GNUM. Universidad Nacional de Colombia, Bogotá.

^{II}Doctor en Ciencias (PhD), Máster en Ciencias, Ingeniero Mecánico. Profesor Adjunto. Facultad de Ingeniería. Universidad Nacional de Colombia, Bogotá.

^{III}Facultad de Odontología, Universidad Nacional de Colombia. Bogotá, Colombia.

RESUMEN

La oseointegración de un implante dental está condicionada por el tipo de material del implante, su topografía superficial y el tipo de recubrimiento. Aunque son varios los materiales utilizados para la fabricación de implantes dentales, actualmente el titanio es el material de preferencia por a su comportamiento inerte al entrar en contacto con los tejidos biológicos. Como la topografía superficial influye en la adhesión y proliferación celular, los implantes dentales son sometidos a tratamientos que crean irregularidades superficiales en la escala micro y sub-micrométrica. Así mismo, recubrimientos basados en minerales de origen orgánico son utilizados para mejorar la deposición de hueso sobre el implante. El objetivo de este estudio es realizar el cultivo de células osteoblásticas sobre sustratos de Ti-6Al-4V con cuatro tipos de superficies típicamente usadas en implantes dentales para determinar cuál de ellas tiene mejor comportamiento en términos de adhesión celular, proliferación celular y biomineralización. Las células osteoblásticas fueron cultivadas durante 24 horas para el ensayo de adhesión y durante 1, 2, 5, 6 y 7 días para el ensayo de proliferación. La biomineralización fue evaluada caracterizando mediante *stereo zoom* y SEM los depósitos de mineral coloreados mediante la técnica de tinción con alizarina roja. La cuantificación de estos depósitos de mineralización se realizó utilizando una herramienta de procesamiento de imágenes. Los resultados obtenidos revelan que las superficies rugosas y con recubrimiento poseen mejor comportamiento. Ninguna de las superficies estudiadas tuvo carácter tóxico para las células y todas presentaron perfiles de adhesión celular, proliferación celular y biomineralización.

Palabras clave: implante dental, morfología superficial, activación de osteoblastos, cultivo celular, oseointegración.

ABSTRACT

The bone integration of dental implants is dependent of type of material of implant, its superficial topography and also by the type of coating. Although there are many the materials used for the manufacture of dental implants, currently the titanium is the choice material by its inert behavior when it contact with biological tissues. As the superficial topography influenced on cellular adhesion

Materiales compuestos de quitosana e hidroxiapatita

✉ Carlos Peniche¹, Yaimara Solís¹, Natalia Davidenko^{1,2}, Raúl García³

¹Centro de Biomateriales, Universidad de la Habana, UH

Ave. Universidad e/ G y Ronda, AP 6120, CP 10 600, Ciudad de La Habana, Cuba

²Department of Materials Science and Metallurgy, University of Cambridge, Cambridge CB2 3QZ, UK

³Instituto de Cerámica y Vidrio, Consejo Superior de Investigaciones Científicas, CSIC
Madrid 28049, España

E-mail: peniche@reduniv.edu.cu

RESUMEN

En los últimos 20 años se observa una tendencia creciente del desarrollo y empleo de biomateriales para la reparación y regeneración del tejido óseo dañado. Las biocerámicas de fosfatos de calcio han despertado gran interés en el campo de la ortopedia debido a su similitud con el componente mineral del tejido óseo. Estas se han utilizado como gránulos en implantes pequeños que no tengan que soportar cargas, como el oído medio; en recubrimientos sobre metales que las refuerzan, como los implantes dentales, los implantes porosos para estimular el crecimiento de un hueso dentro del implante, y los cementos que se implantan en estado pastoso y fraguan *in vivo*. Los inconvenientes clínicos asociados con las biocerámicas se centran fundamentalmente en la pobre resistencia mecánica y la lenta cinética de reabsorción en comparación con el tejido circundante. Es por ello que los estudios actuales están encaminados a crear nuevas formulaciones compuestas por fosfatos de calcio y biopolímeros, con vistas a evitar la migración frecuente de las partículas biocerámicas del sitio del implante, disminuir la posibilidad de daños a los tejidos blandos próximos al implante, mejorar la biodegradabilidad, las propiedades de fraguado, la resistencia mecánica y la inyectabilidad de los biomateriales. El objetivo de este artículo es ofrecer una revisión de la información actualizada sobre materiales compuestos de hidroxiapatita y quitosana como sistemas soporte del tejido óseo; mencionar los principales métodos de preparación, las propiedades físico-químicas y biológicas, y las técnicas de ingeniería de tejidos que utilizan estos materiales.

Palabras clave: composite, hidroxiapatita, quitosana, tejido óseo, ingeniería de tejido óseo

Biotecnología Aplicada 2010;27:192-201

ABSTRACT

Chitosan/hydroxyapatite-based composites. In the past 20 years, there has been a growing trend towards the development and use of biomaterials for the repairing and restoration of damaged bone tissue. The calcium phosphate bioceramics have received great attention in the field of orthopaedics because of its similarity to the mineral component of bone tissue. They have been used as granules in non-load bearing small implants, such as middle ear implants, coatings on metals such as dental implants, porous implants to stimulate bone growth within the implant, and cements, which are implanted in a paste like form and harden *in vivo*. The clinical disadvantages associated with them are primarily focused on poor mechanical strength and slow resorption kinetics as compared with the surrounding tissue. That's why current studies are aimed at creating new formulations combining calcium phosphate compounds with biopolymers, in order to avoid the frequent migration of bioceramic particles from the implant site, reducing potential damage to soft tissue in the vicinity of the implant and to improve biodegradability, curing properties, mechanical strength and injectability. The aim of this paper is to bring a review of the literature concerning chitosan-hydroxyapatite composites for bone restoration with mention to: main methods of preparation, physico-chemical and biological properties, and tissue engineering techniques using these materials.

Keywords: composite, hydroxyapatite, chitosan, bone tissue, bone tissue engineering

Introducción

En la actualidad, las afecciones óseas constituyen uno de los problemas fundamentales que enfrenta la medicina regenerativa, debido al incremento de la longevidad de la población y del número de traumas ocasionados por accidentes de diversa índole. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), la osteoporosis es el segundo problema sanitario asistencial en el mundo después de las enfermedades cardiovasculares. Por ejemplo, se ha reportado que en España cada año ocurren unas 60 000 fracturas de cadera, lo que supone la ocupación de entre el 20 y el 22% de las camas de los servicios de Cirugía ortopédica y Traumatología [1].

En Cuba, la prevalencia de la osteoporosis es bastante alta, con un inicio relativamente temprano (antes

de 65 años). Más de las 3/4 partes de los casos presentan osteoporosis moderada o severa y una frecuencia de fracturas del 19%. Las tasas de mortalidad por fractura de cadera en la población anciana debido a los efectos combinados de una caída y la osteoporosis han aumentado aceleradamente [2]. Solamente en la provincia de Matanzas se reportaron 609 fallecidos por fractura de cadera desde el año 2001 al 2007. La mortalidad ascendió hacia el final del período hasta 2% desde 1.6% al inicio del período; así como la razón entre los fallecidos por fractura de cadera y los fallecidos por accidente: desde 32.2 hasta 46.1. Además, el incremento de la tasa de mortalidad por fractura de cadera se elevó directamente proporcional con la edad y el género; la cantidad de mujeres casi duplica

1. Hardiman H. Osteoporosis: The lifelong risk. *Practice Nursing* 2006;17:328-33.

2. Ochoa F, Pereira O. Encuesta sobre osteoporosis en un área de salud. *Rev Cubana Endocrinol* 1997;8(2):135-41.

3. Rodríguez F, Fernández J, Díaz O, Garrate I, Morales JM, Achiong FJ. Fallecidos por fractura de cadera en la provincia de Matanzas. *Rev Méd Electrónica* 2009; 31(5). Available in: http://scielo.sld.cu/scielo.php?pid=S1684-18242009000500001&script=sci_arttext (Consulted: October 19th, 2009).

✉ Autor de correspondencia

1. INTRODUCCIÓN TEÓRICA Y OBJETIVOS

1.1 BIOMATERIALES

Los biomateriales se definen desde un punto de vista amplio, como materiales diseñados para intervenir en un sistema biológico con el objetivo de evaluar, tratar o reemplazar algún tejido o función del cuerpo. De esta forma, estos materiales pueden ser destinados a la fabricación de elementos para su aplicación en seres vivos; por lo que una de sus principales características es que deben ser biocompatibles. Además, se pueden dividir en bioinertes (cuando su influencia en el sistema biológico es nula o muy pequeña) y en bioactivos (aquellos que interactúan con el organismo). Estos últimos a su vez, pueden ser de origen natural o de origen sintético. Por otra parte en función de la naturaleza del biomaterial, estos pueden ser clasificados como cerámicos, metálicos, poliméricos o como combinaciones de estos tres. Finalmente, dentro de esta amplia familia, el desarrollo de biomateriales que produzcan una respuesta biológica específica en el cuerpo es un área de trabajo importante de investigación científica, que permite dividir los biomateriales según la función, órgano o tejido biológico sobre el que van a actuar (hígado, cartilago o como en el caso hacia el que va encaminado este trabajo, hueso). Además actualmente hay un gran interés en la cicatrización y regeneración de tejidos como por ejemplo el óseo.

En las últimas décadas se ha logrado un gran avance en el campo de la medicina y, de modo más específico, en el campo de los biomateriales. Así, actualmente los avances tecnológicos han permitido alcanzar un alto nivel de calidad en la elaboración y selección de los biomateriales más adecuados para cada aplicación. Esto ha coincidido con un incremento en la demanda de estos materiales debido al envejecimiento de la población, que supone un aumento de la necesidad de reemplazar tejidos o funciones del cuerpo que no se encuentran en buen estado como consecuencia de la edad, y a los avances en términos de biocompatibilidad que están directamente relacionados con un bajo riesgo de rechazo [1].

Cuando los implantes van destinados a personas jóvenes, el tiempo de vida del implante es también una cuestión importante. Así, en ocasiones la corrosión y la degradación son vistos como fenómenos perjudiciales, sobre todo cuando estos procesos conllevan la liberación de sustancias que intervengan negativamente en los procesos biológicos o que, directamente, sean tóxicas [2]. Sin embargo, hay otros casos en los que se busca que el biomaterial se degrade de forma controlada. Por ejemplo, con el objetivo de que durante la degradación se liberen de modo regulado especies iónicas o moleculares específicas, estimulando la regeneración de tejidos o, también que el tejido que se está regenerando desarrolle su funcionalidad biológica normal, evitando atrofas debidas a que parte de esa funcionalidad se ha derivado al implante permanente circundante, algo habitual en el caso de tejidos óseos; incluso se puede buscar que el implante se reabsorba para que así no sea necesaria una segunda intervención para que éste sea extraído [2-3].

Desarrollo de las aleaciones de titanio y tratamientos superficiales para incrementar la vida útil de los implantes

Joan Lario-Femenia[✉], Angélica Amigó-Mata, Ángel Vicente-Escuder, Francisco Segovia-López, Vicente Amigó-Borrás

Universitat Politècnica de València, Instituto de Tecnología de Materiales, Camino de Vera s/n, 46022 Valencia
[✉]Autor para la correspondencia joalafe@posgrado.upv.es

Enviado: 7 Octubre 2016; Aceptado: 14 Noviembre 2016; Publicado on-Line: 19 Diciembre 2016

RESUMEN: El envejecimiento de la población junto con el incremento de la esperanza de vida, obligan al desarrollo de prótesis que presenten un periodo de vida útil cada vez mayor. El éxito clínico de los implantes está basado en la consecución de la osteointegración. Por lo tanto, las prótesis metálicas necesitan disponer de una compatibilidad mecánica con el hueso que sustituyen, que se consigue mediante una combinación de bajo módulo elástico, alta resistencia a la rotura y a fatiga. La mejora, a corto y largo plazo, de la osteointegración es función de múltiples factores, de entre los cuales son de gran importancia su diseño macroscópico y dimensional, el material y la topografía superficial del implante. Este artículo se centra en resumir las ventajas que presentan el titanio y sus aleaciones para ser empleadas como biomateriales, y la evolución que han sufrido estas, en las últimas décadas, para mejorar su biocompatibilidad. En consecuencia, se ha recopilado la evolución que han sufrido los implantes, resumiéndose a través de tres generaciones. En los últimos años se ha incrementado el interés en los tratamientos superficiales de las prótesis metálicas, con el objetivo de alcanzar una integración del tejido óseo duradera y en el menor tiempo posible. En este artículo se exponen varios tratamientos superficiales utilizados actualmente para modificar la rugosidad o para obtener recubrimientos superficiales; cabe destacar la oxidación electroquímica con tratamiento térmico, para modificar la estructura cristalina de los óxidos de titanio. Tras la revisión bibliográfica llevada a cabo para la redacción de este artículo, las aleaciones β de titanio, con una superficie de nanotubos obtenida mediante oxidación electroquímica y una etapa posterior de tratamiento térmico para obtener una estructura cristalina, son la opción de futuro para mejorar la biocompatibilidad a largo plazo de las prótesis de titanio.

PALABRAS CLAVE: Aleaciones β de titanio; Anodizado; Biocompatibilidad; Nanotubos; Osteointegración; Tratamientos superficiales; Tratamiento térmico

Citation / Cómo citar este artículo: Lario-Femenia, J., Amigó-Mata, A., Vicente-Escuder, A., Segovia-López, F., Amigó-Borrás, V. (2016) "Desarrollo de las aleaciones de titanio y tratamientos superficiales para incrementar la vida útil de los implantes". *Rev. Metal.* 52(4):e084. doi: <http://dx.doi.org/10.3989/revmetalm.084>

ABSTRACT: *Development of titanium alloys and surface treatments to increase the implants lifetime.* The population aging together with increase of life expectancy forces the development of new prosthesis which may present a higher useful life. The clinical success of implants is based on the osseointegration achievement. Therefore, metal implants must have a mechanical compatibility with the substituted bone, which is achieved through a combination of low elastic modulus, high flexural and fatigue strength. The improvement, in the short and long term, of the osseointegration depends on several factors, where the macroscopic design and dimensional, material and implant surface topography are of great importance. This article is focused on summarizing the advantages that present the titanium and its alloys to be used as biomaterials, and the development that they

La oseointegración de implantes de titanio con diferentes superficies rugosas

Osseointegration of titanium implant with several rough surfaces

Blanco López P*, Monsalve Guil L**, Matos Garrido N****,
 Moreno Muñoz J***, Nuñez Márquez E****, Velasco Ortega E*****

RESUMEN

La superficie de los implantes es muy importante para conseguir la oseointegración. Existen muchos tipos de superficies en los implantes dentales. La investigación en superficie de implantes comienza con la superficie mecanizada. La superficie rugosa incrementa la adherencia celular y muestra una mayor área de contacto hueso-implante. El recubrimiento con plasma de titanio e hidroxiapatita fueron métodos comunes para modificar la rugosidad de la superficie. Más recientemente, el arenado (ej. alúmina) y el grabado ácido (ej. clorhídrico, sulfúrico, nítrico) son otros procesos que pueden incrementar la superficie rugosa de los implantes. Más recientemente, la tecnología ha comenzado en la implantología oral con el desarrollo de superficies porosas que manifiestan una mejor respuesta osteogénica e incrementa la unión mecánica hueso-titanio. La oseointegración parece estar influenciada por los modelos de especies animales. En el conejo el proceso es más rápido que en el perro, y en el perro es más rápido que en el hombre. La incorporación de nuevos materiales y procesos técnicos en la investigación sobre superficies de implantes ofrecen nuevas posibilidades de mejorar su respuesta tisular y su potencial óseo regenerativo.

Conclusiones. El tratamiento de la superficie de los implantes constituye un importante campo en futuras investigaciones de la implantología oral mediante los estudios de experimentación.

PALABRAS CLAVE: Implantes dentales, superficie de implante, superficie rugosa, arenado, grabado ácido, oseointegración.

SUMMARY

Implant surface is very important for enhance the osseointegration. They are many types of dental implant surfaces. Implant surface research begins with machined surface. Roughened surface titanium increase cell adhesion and exhibit stronger bone-implant contact area. Plasma-spray and hydroxyapatite coating were common methods for rough surface modification. Most recently, blasting (i.e. alumina) and acid-etching (i.e. hydrochloric, sulphuric and nitric) are another process by which surface roughness can be increased. Most recently, technology begins in implant dentistry with the development of porous surfaces that manifest better osteogenic response and increase bone-titanium mechanical interlocking. Osseointe-

* Licenciado en Odontología. Facultad de Medicina y Odontología. Universidad de Santiago de Compostela.

** Profesora Asociada de Odontología Integrada de Adultos. Profesor del Máster de Implantología Oral. Facultad de Odontología. Universidad de Sevilla.

*** Profesor Asistente de Odontología Integrada de Adultos. Profesor del Máster de Implantología Oral. Facultad de Odontología. Universidad de Sevilla.

**** Profesor Titular de Odontología Integrada de Adultos. Director del Máster de Implantología Oral. Facultad de Odontología. Universidad de Sevilla.



Dra. Isabel Goñi

Dpto. Ciencia y Tecnología de Polímeros.
Universidad del País Vasco. San Sebastián. (1)

Dra. Mariñó Gurruchaga (1)

Dra. María Jesús Juan Díaz (1)

María Martínez (1)

Dr. Julio Suay Antón

Dpto. Ingeniería Sistemas Industriales y Diseño.
Universidad Jaime I. Castellón. (2)

Sara Da Silva (2)

Irene Lara

Centro Biomateriales e Ingeniería Tisular (CBIT). Valencia.

Dr. Jaime Franco

Odontólogo. Barcelona.

Antonio Coso

Líder Proyecto SOLDENT.

Estudio *in vitro* e *in vivo* de un recubrimiento osteoinductor para implantes dentales

Introducción

En las últimas décadas, el número de procedimientos de inserción de implantes dentales ha aumentado de forma constante en todo el mundo, alcanzando aproximadamente la cifra de un millón de implantaciones por año (1,2).

El tejido óseo con el cual está en contacto un implante dental es el hueso alveolar, que está formado por hueso compacto que va desde la superficie facial a la lingual del proceso alveolar y por hueso trabecular que rellena el espacio entre la cortical y el implante. Para que, después de la inserción, el implante adquiera las condiciones de carga adecuadas para la curación es preciso que tenga una buena fijación primaria, imprescindible para tener una estabilidad del implante que propicie el comienzo de la regeneración del tejido óseo y así llegar a la fijación secundaria, que proporciona una estabilidad a largo plazo y determina el éxito de la implantación.

En 1981 Albrektsson y colaboradores (3) propusieron que la osteointegración de un implante dental es posible, únicamente, si factores como la biocompatibilidad, el diseño del implante, la superficie del implante, el estado del hueso receptor, la técnica quirúrgica y las condiciones de carga del implante son controlados simultáneamente. En tal caso, puede darse la neo-formación ósea en estrecha proximidad con la superficie del implante. La interacción superficie-hueso es un proceso dinámico y está condicionado al proceso regenerativo que sucede en el hueso a consecuencia de la implantación. Los primeros eventos tras la intervención, contacto con san-

gre, adsorción de proteínas y adhesión celular (**figura 1**) son debidos a la interacción entre el medio fisiológico y la superficie del implante. Una correcta adhesión celular en la etapa inicial del proceso condiciona el proceso global (4).

El estado del hueso receptor es un factor que el odontólogo debe estudiar antes de realizar la intervención, ya que, en algunos casos, es sencillo prever el posible fracaso del implante a causa del estado de éste. El hueso debe estar sano, libre de inflamaciones o patologías previas (3,5,6).

Con el objetivo de acelerar la osteointegración, se han desarrollado varias técnicas para obtener una superficie que favorezca la interacción célula-implante (4,7), ya que, tanto los cambios físicos como los químicos que se produzcan en la superficie del implante, influirán en la adhesión de los osteoblastos (8). Existen tres formas principales para modificar la superficie de los implantes dentales: morfológica, fisicoquímica y bioquímica, pero, hasta el momento, no se ha desarrollado ninguna que suponga una mejora apreciable en la osteointegración del implante (9-14).

Las técnicas de modificación bioquímica, principalmente la adsorción de péptidos o proteínas en la superficie de los implantes, parecen ser las más prometedoras, pero, hasta la fecha, no se ha publicado ningún ensayo *in vivo* de implantes modificados por esta técnica. Por otro lado, los implantes metálicos tienen limitada la introducción de este tipo de moléculas, ya que no pueden anclarse directamente a la superficie metálica. Por tanto, el desarrollo de nuevos recubrimientos

1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

Los biomateriales pueden ser definidos de forma genérica como materiales diseñados para dirigir mediante el control de las interacciones con componentes de sistemas vivos, el curso de cualquier procedimiento terapéutico o de diagnóstico en seres vivos.¹ Estos materiales, han sufrido una gran evolución a lo largo de la historia, la evidencia más antigua hallada se remonta al año 2000 a.C y corresponde a madera tallada para realizar tratamientos externos de fracturas, amputaciones e injertos.² Posteriormente, en 1829 Levert realizó los primeros estudios empleando metales como el oro, la plata y el aluminio, pero debido a la nocividad de los productos liberados en el organismo, fueron reemplazados por el acero inoxidable a finales del siglo XIX.³ Tras finalizar la segunda guerra mundial y con el imparable auge de nuevos biomateriales, así como con el aumento de su grado de sofisticación, aparecieron materiales como el titanio y sus aleaciones.⁴

Sin embargo, aunque existen muchas aleaciones metálicas, muy pocas son candidatas adecuadas para la estructura de un implante. Esto se debe a la corrosión que ejercen los fluidos corporales sobre los metales, así como a la liberación de iones metálicos.⁵ Sin embargo, este no es el caso del titanio y sus aleaciones, ya que presentan una resistencia a la corrosión satisfactoria,⁶ lo que se puede comprobar especialmente con las aleaciones de Ti-6Al-4V, las que han demostrado una resistencia a la corrosión es muy superior a las que presentan alternativas como las aleaciones de acero inoxidable y aún mucho mejor que las aleaciones basadas en cobalto-cromo.⁷ Estas aleaciones de titanio han sido en las últimas décadas cada vez más usadas en implantes permanentes en el campo de las prótesis y de los implantes dentales (Figura 1).⁸

Evaluación biológica de nuevos recubrimientos osteoinductores sintetizados vía sol-gel para aplicación en implantología dental.

Autores: María Irene Lara Sáez

Directores de la Tesis: Lynne Yenush (dir. tes.), Julio José Suay Antón (dir. tes.)

Lectura: En la Universitat Politècnica de València (España) en 2015

Idioma: español

Materias:

- Ciencias de la vida
 - Biología animal (zoología)
 - Histología animal
 - Antropología (física)
 - Osteología
 - Biología celular
 - Cultivo celular

Tesis en acceso abierto en: [RiuNet](#)

Resumen

Tras la pérdida de una pieza dental se recomienda su reposición mediante el empleo de implantes dentales, si no los cambios derivados de esta pérdida conllevan a la pérdida de la pieza dental opuesta [1, 2, 3]. Los implantes dentales constan de una prótesis radicular (metálica) que mediante un pilar (también metálico) aguanta una corona (cerámica). La prótesis radicular se implanta directamente en hueso maxilar, puesto que el alveolo dentario es una estructura odontodependiente [4, 5], es decir que se pierde junto con el diente, es por ello que la calidad del hueso del paciente es un factor clave para el éxito de la implantación. Junto con factores dependientes directamente del implante y de la técnica quirúrgica [6], son los tres factores principales de los que depende que exista suficiente estabilidad primaria entre el hueso cortical y el implante para que se forme nuevo hueso trabecular alrededor del implante que le otorgue la estabilidad biológica a largo plazo (secundaria), es decir para completar el proceso de osteointegración [7, 8, 9]. El proceso de osteointegración tarda en completarse de 4 a 6 meses en humanos sanos [10], cursando con dificultad en pacientes con ciertas patologías [11, 12, 13, 14, 15, 16, 17]. Es por ello que existen estrategias para mejorar y acortar el proceso de osteointegración de implantes. Todas ellas residen en la modificación de la superficie del implantes, bien mediante modificación mecánica (como el granallado) o bioquímica (silanización), bien mediante recubrimientos (cerámicas) [10, 18]. La formación de matrices y recubrimientos cerámicos vía sol-gel sinterizado [18, 19] está muy extendida para la regeneración de tejido óseo. Sin embargo, el proceso de síntesis vía sol-gel sin sinterizar ofrece muchas ventajas todas ellas relacionadas con su baja temperatura de procesado [18, 20, 21], pudiendo diseñar mejor su red y funcionalizándola con biomoléculas y fármacos. El proceso sol gel sin sinterizar se basa en la hidrólisis y condensación de precursores metálicos. El silicio es comúnmente empleado, siendo capaz de formar, [22] redes del tipo Si-O-Si con ramificaciones de grupos funcionales [19]. Estos materiales son degradables, liberando ácido ortosilícico que induce la proliferación osteoblástica, la diferenciación de la matriz extracelular, la actividad enzimática y la expresión génica [23, 24, 25, 26, 27, 28] inhibiendo la osteoclastogénesis [27, 28] y favoreciendo la formación de una capa biológicamente activa de apatita hidroxycarbonato, mimética a la

En español

Pasado, presente y futuro cercano de los materiales para uso en implantes óseos biodegradables

Clara Eugenia Plazas Bonilla¹, Jairo Ernesto Perilla²

RESUMEN

El manejo de fracturas y defectos óseos procura la regeneración del tejido óseo respetando su anatomía y buscando recuperar su funcionalidad. El logro de este objetivo se inició en el siglo XVII con el uso de injertos de origen animal o humano, y ha llegado en la actualidad al uso de implantes, dispositivos elaborados en materiales naturales o sintéticos que comportan una gran variedad de propiedades químicas, físicas y biológicas. Las investigaciones en el área continúan encaminándose a la solución de los inconvenientes que presentan los injertos: las reacciones inmunológicas, los riesgos de contaminación, la ausencia de donantes, la necesidad de varias intervenciones quirúrgicas y el riesgo de transmisión de enfermedades. Es por ello que, tanto la investigación básica como aplicada, se han encaminado de igual forma en el ámbito de la biología del desarrollo e investigación con células madre, como en el campo de la exploración de nuevos biomateriales. Esta tendencia es evidente al observar los numerosos estudios en relación con el uso de materiales metálicos, poliméricos, cerámicos y, en la actualidad, de los materiales compuestos o híbridos con uso potencial en implantes ortopédicos. Muchos de estos materiales, al cumplir con condiciones de biocompatibilidad y toxicidad, pueden ser usados en el diseño de materiales biodegradables y son el elemento de partida para el surgimiento de numerosas líneas de investigación en biomateriales. En este documento, a partir de la identificación de los períodos de avance en el estudio de biomateriales, se reseñan las bondades y restricciones de estos diferentes grupos que han sido investigados para ser usados en regeneración ósea y se plantean las directrices que a mediano plazo se han de seguir en el campo de los materiales biodegradables, temática en la que hay un extenso camino por recorrer en el ámbito de la ciencia y tecnología de los materiales.

Palabras clave: biomateriales, implantes ortopédicos, biodegradabilidad, regeneración ósea.

Recibido: marzo 10 de 2010

Aceptado: junio 17 de 2011

Introducción

Si se analiza que las enfermedades relacionadas con las articula-

¹ Química Farmacéutica, D.E.A Ciencia y Tecnología de Alimentos, Estudiante Doctorado Ciencia y Tecnología de Materiales. Profesor asistente, Universidad Nacional de Colombia, Colombia. ceplazasb@unal.edu.co

² Ingeniero Químico, Magíster en Ingeniería Química, Ph.D. en Ingeniería de Polímeros. Profesor Asociado, Universidad Nacional de Colombia. jperillap@unal.edu.co

In English

The past, present and near future of materials for use in biodegradable orthopaedic implants

Clara Eugenia Plazas Bonilla¹, Jairo Ernesto Perilla²

ABSTRACT

The aim of bone replacement or fracture treatment methodologies is to induce tissue regeneration respecting anatomy and try to recover functionality. This goal was initially achieved in the 17th century by using animal or human grafts and several medical devices made of natural and synthetic materials are currently used having a whole range of chemical and physical properties. Research in this field continues to seek a solution to the disadvantages usually found when using grafts: immunological reactions, the risk of microbiological contamination, the absence of donors, the need for several surgical interventions and the risk of disease transmission. Basic and applied research must thus be carried out not only in the development of biology and studies about embryonic stem cells but also in the field of new material development. This tendency may be clearly detected by looking at the vast numbers of studies related to using metallic, polymer and ceramic materials and, at present, compound or hybrid materials having potential use in orthopaedic implants. Most of them fulfil conditions regarding biocompatibility and non-toxicity and could be considered when designing biodegradable materials thereby making it feasible to identify a range of research subjects on biomaterials. This paper starts by identifying material development periods and then establishes the advantages and disadvantages of groups which have been considered for bone regeneration and identifies some guidelines which should be taken into account in the field of biodegradable materials in the near future. There is still a long way to go in this subject, especially regarding the field of materials science and technology.

Keywords: biomaterial, orthopaedic implant, biodegradability, bone regeneration.

Received: March 10th 2010

Accepted: June 17th 2011

Introduction

Diseases related to articulations noticeably affect the world's

¹ Pharmaceutical Chemistry, DEA Food Science and Technology, Doctoral Student of Materials Science and Technology. Assistant Professor, Universidad Nacional de Colombia, Colombia. ceplazasb@unal.edu.co

² Chemical Engineering, Master in Chemical Engineering, Ph.D. Engineering Polymers. Associate Professor, Universidad Nacional de Colombia. jperillap@unal.edu.co

1. INTRODUCTION

The clinical success of a dental implant depends on the capacity of the implant material to establish an optimal and long-lasting osseointegration with the bone tissue . However, the presence of bacteria surrounding the implant critically affects this biological process and seriously compromises the long-term stability of the implant. In this regard, peri-implantitis, an inflammatory disease caused by bacteria and biofilm formation on the implant surface, has been described as a major cause of implant failure in the case of dental implants¹.

Oral biofilm formation is a complex process which involves more than 500 different bacterial species^{2,3}. Its development is dependent on the adhesion of bacteria to salivary components adsorbed onto the tooth surface. Primary colonizers (e.g. *Streptococcus gordonii*, *Streptococcus mitis*, *Streptococcus oralis* and *Streptococcus sanguinis*) are abundant in oral biofilm^{4,5} and have crucial roles in the formation of dental plaque. Once these early colonizers adhere to the pellicle surface, a multi-layered bacterial biofilm is formed by bacterial growth and co-adherence of further bacteria. Moreover, some of these strains, e.g. *Lactobacillus salivarius*, contribute to control the pH of the plaque^{6,7}.

In order to reduce implant failure associated to bacterial infections, the immobilization of antimicrobial peptides (AMPs) onto implant surfaces has been studied^{8,9}. In general, AMPs are cationic, often amphipathic, which primarily kill bacteria by interacting and disrupting their cell membrane¹⁰⁻¹³. In a previous study, we introduced the 1-11 antimicrobial sequence of the human lactoferrin protein (hLf), the hLf1-11 peptide, as a potent AMP with capacity to reduce bacterial adhesion on titanium implants⁸. Lactoferrin and Lf-derived peptides have been shown to inhibit viral¹⁴, fungal¹⁵, parasitic and bacterial infections¹⁶⁻¹⁸. The antibacterial activity of lactoferrin has been widely documented both in vitro and in vivo for Gram-positive and Gram-negative bacteria¹⁹. The mechanism against Gram-negative bacteria consists in the interaction with lipopolysaccharide (LPS). The positively charged region at the N-terminus of lactoferrin prevents the interaction between LPS and the cations (Ca^{2+} and Mg^{2+}), causing a release of LPS from the cell wall, an increase in the membrane's permeability and ensuing damage to the bacteria. The mechanism of action against Gram-positive bacteria is also based on the binding of the positively charged peptides to the anionic molecules on the bacterial surface, resulting in a reduction of the negative charge of the cell wall¹⁹⁻²². Indeed, the immobilization of the hLf1-11 peptide onto titanium surfaces by silanization resulted in an outstanding decrease in the adhesion of *Streptococcus sanguinis* and *Lactobacillus salivarius*, and inhibition of early stages of biofilm formation, in comparison with control titanium⁸.

Silanization has been successfully used to functionalize metallic biomaterials with bioactive^{8,23-26}. This method of surface modification allows the covalent attachment of peptides and proteins through the use of organofunctional alkoxy silane molecules that react with hydroxyl groups present at the surface of the material. In this regard, 3-aminopropyltriethoxysilane (APTES) has been widely used to covalently attach cell adhesive peptides (i.e. RGD peptides)²⁵⁻²⁷, and more



Dra. Carmen Álvarez Quesada

Médico Estomatólogo
Profesora Titular de Materiales Odontológicos
Departamento de Odontología
Universidad Europea de Madrid
Miembro del Comité Científico de Gaceta Dental

Dr. José Carrillo Barcaldo

Médico Estomatólogo
Profesor Titular de Materiales Odontológicos
Departamento de Odontología
Universidad Europea de Madrid
Miembro del Comité Científico de Gaceta Dental

Materiales utilizados en la implantología oral y sus tratamientos de superficie

INTRODUCCIÓN

Actualmente los implantes dentales y sus materiales están en constante estudio y observación científica con el fin de mejorar sus resultados sobre los pacientes.

Los implantes no sólo se diferencian en su diseño y en los materiales constituyentes sino que también difieren en el tratamiento y acabado de la superficie y en la naturaleza de su recubrimiento.

Hoy día la superficie del implante es un tema de alto interés ya que de ella depende la posible osteointegración entre un cuerpo extraño que es el implante y un organismo vivo que es hueso.

Nos conviene recordar algunas ideas al respecto para así lograr una mayor comprensión de la clave del proceso, la interfase formada entre implante y hueso del paciente.

No olvidaremos que a mayor superficie del implante mejor se puede realizar la osteointegración fisiológica, estructural y funcional, asimismo como el concepto biocompatibilidad del implante con el organismo del huésped, que es una respuesta adecuada del biomaterial con el organismo sin ningún tipo de reacción adversa (1-3)

Las capas atómicas más externas de la superficie de un implante son regiones críticas asociadas con interacciones bioquímicas en la interfase implante-tejido.

Por eso influye de forma muy importante el tipo de material de recubrimiento y su acabado, lo que nos interesa es que esos materiales bioinertes sin capacidad osteogénica convertirlos y transformarlos mediante tratamientos adecuados en materiales bioactivos, los cuales sí son capaces de estimular la formación de hueso sobre toda la superficie del implante.

TRATAMIENTOS DE LAS SUPERFICIES PARA IMPLANTES

Los implantes pueden estar recubiertos de materiales diversos, aunque su estructura y composición interior suele ser metálica (predominantemente de titanio y de sus aleaciones y combinaciones), pueden a su vez estar recubiertos de materiales metálicos, cerámicos, poliméricos y otros tipos de recubrimientos.

Existen diferentes tipos de tratamientos que se pueden realizar en las superficies de los implantes con el objetivo de favorecer y mejorar la osteointegración, entre los tratamientos más efectivos de hoy día destacamos:

En las superficies metálicas, se pueden recibir diferentes tipos de tratamientos que tratan de hacerlas más idóneas, para así poder cumplir mejor su objetivo. Estos tratamientos son:

A) LA PASIVACIÓN

Se logra mediante el recubrimiento de la superficie con una capa de óxido que limpia toda la superficie de restos orgánicos e inorgánicos y evita la liberación de iones metálicos al medio exterior (oxidaciones y corrosiones que producen desestructuración), así se aumenta la biocompatibilidad, también se favorece la resistencia al desgaste y se mejora la dureza de la superficie. Se pueden realizar mediante la inmersión en ácido nítrico al 40 % y también en soluciones de este ácido con ácido fluorhídrico, en pocos segundos (alrededor de 30 s), con lo que se logra una pequeña capa anodizada (4, 5).

B) LA ANODIZACIÓN

Habitualmente se realiza por medio de una corriente eléctrica que atraviesa el metal (se produce una capa más gruesa de óxido en la superficie del material) lo que logra una mejora en la resistencia a la corrosión del implante (6).

C) LA TEXTURIZACIÓN

Aumenta hasta seis veces o más el área de la superficie del implante aumentando así la osteointegración por favorecer el aumento de superficie en contacto con el hueso. Mejora la resistencia a la corrosión y a la fatiga del implante. Para este aumento de superficie y creación de rugosidades y asperezas existen varias técnicas, entre ellas destacamos:

— Ataque a la superficie mediante ácidos: lógicamente dependerá del tipo de titanio o aleación del implante y del tipo y caracte-

Carlos Larrucea Verdugo
Guido Jaramillo Núñez
Ariel Acevedo Avila
Carlo Larrucea San Martín

Microleakage of the prosthetic abutment/implant interface with internal and external connection: *In vitro* study

Authors' affiliations:

Carlos Larrucea Verdugo, Guido Jaramillo Núñez, Ariel Acevedo Avila, Carlo Larrucea San Martín, Postgrado de Rehabilitación Oral, Universidad de Talca, Talca, Chile

Corresponding author:

Carlos Larrucea Verdugo
2 Norte 685 Talca, Casilla 721- 747, Chile
Tel.: +56 71 201546
Fax: +56 71 201761
e-mail: larrucea@utalca.cl

Key words: external connection, implants, internal connection, microfiltration, torque

Abstract

Objective: This study determined the degree of marginal microleakage of the abutment-implant interface on platforms with Morse taper connection and external connection.

Materials and methods: For this *in vitro* study, 42 implants, 21 with external connection and 21 with Morse taper connection, were used, immersed in acrylic resin cylinders. Each implant was joined by a prosthetic abutment screw tightened at different degrees, forming the six study groups: (1) External connection, manual tightening (2) External connection, 20 Newton (N) tightening (3) External connection, 30 N tightening (4) Morse taper connection, manual tightening (5) Morse taper connection, 20 N tightening (6) Morse taper connection, 30 N tightening. All samples were subjected to load cycling and thermocycling. Then, they were submerged in a solution of 0.2% methylene blue for 24 h. Finally, the microleakage was measured via 20× optical microscopy in each study group, average was obtained, and Mann-Whitney test was applied.

Results: Statistically significant differences ($P < 0.001$) were found between the levels of microleakage presented in the Morse taper connection implants (1.48) and external connection implants (2.8) in all three types of tightening. Microleakage levels decreases when increasing torque is applied to the screws.

Conclusion: Morse taper connection implants showed lower levels of microleakage than external connection implants; also, it was observed that microleakage decreases in the way torque increases.

In the mid-twentieth century, Per-Ingvar Branemark discovered that titanium adhered firmly to the bone, since then, implants have undergone a major change, with a large number of implants being developed in different ways and based on different theories (Branemark et al. 1977; Adell et al. 1981; Finger et al. 2003); therefore, there are a number of prosthetic abutments among which the dentist must choose a system that can be predictable and reproducible over time.

However, all prosthetic abutments in some way end up being screwed on implants which generally provide two types of platform, internal and external connection. Regardless of the type of platform, an interface is generated between the implant and the abutment, which is located beneath the gingival margin and at remaining bone level. In this interface were an excessive level of microleakage

could cause irreparable harm (Coelho et al. 2008; Aloise et al. 2010; Harder et al. 2010).

Microleakage produced by a gap between the restorations allows the passage of acids, enzymes, bacteria and/or their metabolic products (Aguar et al. 2002). However, many studies show the presence of bacteria outside, between the implant components and within them (Hunt et al. 2005; Misch 2006; Aloise et al. 2010; Harder et al. 2010). These bacteria and metabolites directly affect the periodontal tissue, causing bleeding, swelling and odour (Quirynen & Van Steenberghe 1993; Quirynen et al. 1994); it can trigger the development of inflammation (peri-implantitis) and subsequent bone and implant loss (Piatelli et al. 2001; Broggin et al. 2003).

A secure and durable prosthetic connection to the implant body is critical, as is the need to position it in a reproducibly way, without

Date:

Accepted 16 May 2013

To cite this article:

Larrucea Verdugo C, Jaramillo Núñez G, Acevedo Avila A, Larrucea San Martín C. Microleakage of the prosthetic abutment/implant interface with internal and external connection. *In vitro* study. *Clin. Oral Impl. Res.* 00, 2013, 1-6
doi: 10.1111/clr.12217

A peptide coating preventing the attachment of *Porphyromonas gingivalis* on the surfaces of dental implants

Dongdong Fang¹  | Sivan Yuran² | Meital Rechtes²  | Raisa Catunda¹ | Liran Levin¹  | Maria Febbraio¹

¹Faculty of Medicine and Dentistry, University of Alberta, Edmonton, Canada

²Institute of Chemistry and The Center for Nanoscience and Nanotechnology, The Hebrew University of Jerusalem, Jerusalem, Israel

Correspondence

Liran Levin, Faculty of Medicine and Dentistry, University of Alberta, 5-468 Edmonton Clinic Health Academy, 11405-87 Avenue, NW, Edmonton, AB, T6G 1C9, Canada.
Email: liran@ualberta.ca

Funding information

This study was partially funded by Adin Dental Implant System LTD., Alon Tavor, Israel.

Abstract

Objectives: The aim of this study was to investigate whether a peptide-based coating can prevent the adhesion of *Porphyromonas gingivalis*, a key human pathogen associated with periodontitis and peri-implantitis.

Background: Nonsurgical and surgical interventions have been used for the treatment of peri-implantitis; however, the effectiveness of these approaches is usually unsatisfactory. The main reason is that dental plaque on the surface of the implant is difficult to remove due to its rough surface and thread design. Recently, a peptide-based coating for implant surfaces that can reject the adhesion of *Escherichia coli* and improve the attachment of host cells was developed.

Methods: A salivary pellicle was created on the surfaces of peptide-coated bare discs and verified with anti-human immunoglobulin G, A and M, and anti-fibrinogen. Early colonizers, *Veillonella parvula* and *Streptococcus sobrinus*, and the later colonizer, *Porphyromonas gingivalis*, were labelled with green and red fluorescent dyes, respectively, and seeded on the discs. Bacterial attachment was semi-quantified by fluorescence intensity.

Results: The salivary pellicle was evenly distributed on the discs, with or without the peptide coating, with an average thickness of 3.84 μm . A multi-species dental biofilm was created on the salivary pellicle. The peptide coating resulted in an approximate 25% reduction in the attachment of *Veillonella parvula* and *Streptococcus sobrinus*, and a 50% reduction in *Porphyromonas gingivalis*, when compared to control, uncoated implant discs.

Conclusion: The novel peptide-based coating can inhibit the attachment of *Porphyromonas gingivalis*. It may have the potential to impede the development of peri-implantitis.

KEYWORDS

bone loss, inflammation, Mucositis, peri-implantitis, plaque

1 | INTRODUCTION

Implants have been widely used to replace missing teeth since they were introduced in dentistry more than five decades ago.¹ According to statistics from the American Dental Association, approximately

5 000 000 dental implants are placed each year, with an annual growth of 9.1%.² With proper maintenance, implant survival rate is reported to be 91.5% (16-22 years follow-up).³ The majority of implant failures are related to peri-implantitis, which is an inflammatory condition involving the hard and soft tissues surrounding the implant.⁴ The prevalence of peri-implantitis is reported to be

Levin, Rechtes and Febbraio are Co-Senior Authors.

© 2020 John Wiley & Sons A/S. Published by John Wiley & Sons Ltd

J Periodont Res. 2020;55:503–510.

wileyonlinelibrary.com/journal/jre | 503

The Osteogenetic Potential of Chitosan Coated Implant: An *In Vitro* Study

Alnufaiy BM¹, Lambarte RNA², Al-Hamdan KS³

Abstract

Objective: Chitosan is a promising polymer that has been used for coating dental implants. However, research concerning coatings with implant surfaces other than commercially pure titanium is limited. Therefore, this study aims to clarify the chitosan material's effect with two degrees of deacetylation (DDA) as coatings for laser surface microtopographic implants. **Methods:** Sixty-three Laser-Lok (LL) implant discs were divided into three groups (21 in each group), and two groups were coated with either 80 or 95 DDA chitosan. The groups were categorized as LL 95, LL 80, or LL control. Then, hMSC-TERT 20 cells were used to evaluate the cell morphology, viability, and osteogenic capacity of the chitosan material 7 and 14 days after culture. Two-way ANOVA followed by one-way analysis of variance (ANOVA) and Tukey's post hoc test were used. **Results:** All samples were biocompatible and allowed cell attachment. However, cell spreading and attachment were noticeably increased in the LL 95 group. There was a significant increase in the expression of osteogenic markers in chitosan-coated samples compared to the control group. The 95 DDA-coated group exhibited higher ALP, Runx2, osteocalcin, and osteonectin expression compared to the 80 DDA and control groups on days 7 and 14. **Conclusion:** A high DDA of chitosan promotes biomineralization and osteoblast formation. Therefore, this combination of laser surface and chitosan can enhance future dental implant healing processes and osseointegration.

Key Words: Chitosan; Implant coating; Laser lock

Introduction

The osseointegration process is critical because many factors influence the formation and maintenance of bone that comes in contact with the surface of an implant^(1,2). Enhanced implant surface technology has been developed to improve the rate of predictability and degree of osseointegration. Therefore, implant surfaces have been modified using additive or subtractive techniques^(3,4).

Implant surface modifications, including chemical and topographical characteristics, were implemented to improve the predictability of the clinical outcome^(5,6). Laser-Lok (LL) microchannels include a range of accurate, cell-sized engineered channels laser-etched onto dental implants. Therefore, this unique nanoscale technique has been reported to enhance both connective tissue attachment and hard tissue integration^(7,8). Chitosan, a natural biocompatible polymer, has been extensively used as a pharmaceutical component extracted by the partial deacetylation of chitin, the second most abundant natural polymer⁽⁹⁾. This polymer varies in its degree of deacetylation (DDA), viscosity, and molecular weight⁽¹⁰⁾. It exhibits a promising range of biomedical applications for addressing implant coating, wound dressings, tissue engineering, and therapeutic agent delivery systems^(11,12).

Chitosan is a biocompatible, biodegradable, osteoconductive, and excellent wound healing accelerator with anti-inflammatory properties^(13,14). Because of these properties, chitosan has been investigated as a coating for implant materials to promote osseointegration *in vitro* and *in vivo*^(15,16).

Given the promising results of chitosan for engineering and implant applications⁽¹⁷⁾, its performance and capabilities need to be further developed for bone. There is a gap concerning the actions of chitosan with different degrees of deacetylation (DDA), which can react with different implant surfaces. Previous studies have generally been centered on the use of commercially pure titanium. Therefore, this study aims to examine the effects of chitosan with two degrees of deacetylation (DDA) as a coating for laser ablation implant surfaces.

Materials and Methods

Research Design

The study used a randomized controlled trial design to examine the effects of chitosan with two degrees of deacetylation (DDA) as a coating for the Laser-Lok surface.

Materials

Chitosan powders with 80 and 95 DDA (200 kDa molecular mass and 500 mPa·s viscosity) were used (Heppe Medical Chitosan, Germany). The study utilized 63 Laser-lock (LL) discs (BioHorizon Company, USA) with a diameter of 10 mm. The discs were divided into three groups of 21 discs for each (LL 95, LL 80, and LL control).

Chitosan Bound to the Implant Disc

A chemical salinization reaction according to the Bumgardiner methodology with some modifications was used for coating the discs with chitosan⁽¹⁷⁾. The disc was suspended in a stirred 5:95

Molecular precursor method for thin carbonate-containing apatite coating on dental implants

Tohru HAYAKAWA¹ and Mitsunobu SATO²

¹ Department of Dental Engineering, Tsurumi University School of Dental Medicine, 2-1-3 Tsurumi, Tsurumi-ku, Yokohama 230-8501, Japan

² Department of Applied Physics, School of Advanced Engineering, Kogakuin University, Tokyo, Japan

Corresponding author, Tohru HAYAKAWA; E-mail: hayakawa-t@tsurumi-u.ac.jp

The molecular precursor method is an easy and simple method for coating thin carbonate-containing apatite (CA) films onto titanium surfaces. A molecular precursor solution containing ethanol, calcium-EDTA complex, and phosphate salt was dropped onto a titanium surface and then heated at 600°C for 2 h. An adherent thin CA coating was achieved. Animal implantation experiments showed that CA-coated implants had significantly higher bone-to-implant values than non-coated implants ($p < 0.05$). The molecular precursor method was also used to coat three-dimensional titanium webs (TWs). Thin CA films could be coated inside the center area, as well as the surface of the TW, with excellent bone formation inside the CA-coated TW. Furthermore, the molecular precursor method was used to coat partially stabilized zirconia with CA. Better bone response was observed for CA-coated zirconia. From this, it is concluded that the molecular precursor method is useful for producing thin CA coatings on implant materials.

Keywords: Molecular precursor method, Thin apatite coating, Titanium, Titanium web, Dental implant

INTRODUCTION

Various surface modifications for titanium dental implants such as blasting, or chemical treatments such as an alkaline treatment, have been used to accelerate and improve the bone healing process^{1–6}. Among them, apatite coatings are known to be a useful surface modifier^{7–9}.

The plasma-spray technique is now the most widely used method for the deposition of apatite coatings. However, some shortcomings of plasma-spray apatite coatings, such as degradation and fatigue of the coating, as well as long-term clinical safety and prognosis, have been suggested^{9–11}. To overcome these problems, physical vapor deposition (PVD) techniques such as magnetron sputtering and ion beam dynamic mixing have been introduced to deposit thin calcium phosphate coatings on dental implants^{12–14}. PVD-deposited calcium phosphate coatings are more adherent to the underlying titanium surface and less prone to the formation of cracks than plasma-sprayed coatings. Thin apatite-coated implants prepared by magnetron sputtering are now commercially available in Japan¹⁵.

Sato *et al.*^{16–18} developed a new coating method for depositing metal oxide films onto ceramics and metal materials. The principle of this new method involves the use of an alcoholic precursor solution of a metal-ethylenediamine-*N,N,N',N'*-tetraacetic acid (EDTA) complex on the substrate, followed by heat treatment of the material at approximately 500 to 700°C. Thin films of TiO₂, Co₃O₄, or SrTiO₃ were coated onto a glass substrate using a Ti-EDTA or Co-EDTA complex. The authors called this new technique the molecular precursor method. The semiconductive, transparent Cu₂O film with a p-type was fabricated using the molecular precursor method¹⁹. Sato *et al.*^{20,21} also found that hydroxyapatite can be deposited onto titanium using a precursor solution of a calcium

(Ca)-EDTA complex. It was found that the apatite film produced *via* the molecular precursor method was carbonate-containing apatite (CA). The deposition of a CA film onto a titanium surface is interesting because of its chemical resemblance to bone mineral.

In this review, we introduce the details of a molecular precursor method for coating apatite onto titanium and the bone response. The molecular precursor method is a wet process. We also provide an overview of the applications of the molecular precursor method for coating apatite onto three-dimensional titanium fiber web. The molecular precursor method is herein introduced as a useful apatite coating technique.

THIN CA COATING USING MOLECULAR PRECURSOR METHOD

The molecular precursor method was applied to produce thin CA coatings on titanium disks^{22–24}.

Molecular precursor solution

The procedure for the preparation of a molecular precursor solution for CA coating is shown in Fig. 1^{22–24}. First (step 1), a Ca-EDTA/amine ethanol solution was prepared. Then, dibutylammonium diphosphate salt ((C₄H₉)₂NH₂)₂P₂O₆·2H₂O was obtained from the reaction of 85% mass phosphoric acid and an ethanol solution of dibutylamine (step 2). Finally (step 3), the molecular precursor solution was obtained by adding dibutylammonium diphosphate salt to the Ca-EDTA/amine ethanol solution. The Ca/P ratio was adjusted to 1.67.

Coating procedure

The procedure for coating CA films onto titanium using the molecular precursor method is illustrated in Fig. 2. A molecular precursor solution was added dropwise

Received Oct 2, 2019; Accepted Nov 18, 2019

doi:10.4012/dmj.2019-337 JOI JST.JSTAGE/dmj/2019-337

Surface Modified Techniques and Emerging Functional Coating of Dental Implants

Heng Dong ^{1,†}, Hui Liu ^{1,†}, Na Zhou ^{2,†}, Qiang Li ³, Guangwen Yang ³, Li Chen ^{1,*} and Yongbin Mou ^{1,*}

¹ Department of Oral Implantology, Nanjing Stomatological Hospital, Medical School of Nanjing University, Nanjing 210008, China; dongheng90@smail.nju.edu.cn (H.D.); margaret1992peggy@163.com (H.L.)

² Department of Jiangbei, Nanjing Stomatological Hospital, Medical School of Nanjing University, Nanjing 210008, China; zhounanju@foxmail.com

³ Central Laboratory, Nanjing Stomatological Hospital, Medical School of Nanjing University, Nanjing 210008, China; hnliqiang@foxmail.com (Q.L.); ygw_guangwenyang@163.com (G.Y.)

* Correspondence: lichentree@smail.nju.edu.cn (L.C.); yongbinmou@163.com (Y.M.)

† These authors contributed equally to this study.

Received: 23 September 2020; Accepted: 20 October 2020; Published: 22 October 2020



Abstract: Dental implants are widely used in the field of oral restoration, but there are still problems leading to implant failures in clinical application, such as failed osseointegration, marginal bone resorption, and peri-implantitis, which restrict the success rate of dental implants and patient satisfaction. Poor osseointegration and bacterial infection are the most essential reasons resulting in implant failure. To improve the clinical outcomes of implants, many scholars devoted to modifying the surface of implants, especially to preparing different physical and chemical modifications to improve the osseointegration between alveolar bone and implant surface. Besides, the bioactive-coatings to promote the adhesion and colonization of osseointegration-related proteins and cells also aim to improve the osseointegration. Meanwhile, improving the anti-bacterial performance of the implant surface can obstruct the adhesion and activity of bacteria, avoiding the occurrence of inflammation related to implants. Therefore, this review comprehensively investigates and summarizes the modifying or coating methods of implant surfaces, and analyzes the osseointegration ability and anti-bacterial characteristics of emerging functional coatings in published references.

Keywords: dentistry; dental implants; surface modified; osseointegration; bacterial antagonist; functional coatings; active surfaces; coating performance

1. Introduction

Dental implants have been proven to have predictable and reliable therapeutic effects for repairing lost teeth [1–3]. Although dental implantation has a high success rate and survival rate, it is still difficult to avoid implant failures due to some risk factors [4]. Many reasons would result in failed dental implants, including implant-, clinician-, and patient-related factors, infection, and foreign body reactions, which may accelerate alveolar bone loss [5]. The loss of alveolar bone, usually accompanied by the accumulation of microbial plaque and bacterial infections and is primarily associated with peri-implantitis, is the chief cause for implant failures [6]. As a result, maintaining stable osseointegration and avoiding bacteria-related alveolar bone loss are of great significance in dental implantation. Ideal osseointegration is ensured by direct, structural and functional contact between bone tissues and the surface of an implant loading occlusal force [7]. The productive osseointegration is crucial to maintain long-term stability between implants and newly-formed peri-implant bone, which helps to shield implants from soft tissues [8].

Article

Osteogenic and Antibacterial Activity of a Plasma-Sprayed CeO₂ Coating on a Titanium (Ti)-Based Dental Implant

Jing Yue ^{1,†}, Zhichun Jin ^{2,†}, Hin Lok Enoch Poon ^{3,4}, Guangwei Shang ¹, Haixia Liu ¹, Dan Wang ^{3,4}, Shengcai Qi ¹, Fubo Chen ^{1,*} and Yuanzhi Xu ^{1,*}

¹ Department of Stomatology, Shanghai Tenth People's Hospital, Tongji University School of Medicine, Shanghai 200072, China; jingyue624@163.com (J.Y.); gwshang99@yahoo.com (G.S.); 13673530995@163.com (H.L.); dentistqi@163.com (S.Q.)

² Jiangsu Key Laboratory of Oral Diseases, Affiliated Hospital of Stomatology, Nanjing Medical University, Nanjing 211166, China; jinzhichun@126.com

³ Institute for Tissue Engineering and Regenerative Medicine, The Chinese University of Hong Kong, Hong Kong 999077, China; enochhlpoon@link.cuhk.edu.hk (H.L.E.P.); wangmd@cuhk.edu.hk (D.W.)

⁴ School of Biomedical Sciences, Faculty of Medicine, The Chinese University of Hong Kong, Hong Kong 999077, China

* Correspondence: chenfubo@126.com (F.C.); amyxyz01@hotmail.com (Y.X.); Tel.: +86-02166301722 (F.C.)

† Both contributed equally to this work.

Received: 11 September 2020; Accepted: 9 October 2020; Published: 21 October 2020



Abstract: Peri-implantitis, often induced by oral pathogens, is one of the main reasons for the clinical failure of dental implants. The aim of this study was to investigate the biocompatibility, osteogenic, and antibacterial properties of a cerium oxide (CeO₂) coating containing high proportions of Ce⁴⁺ valences on a titanium-based dental implant biomaterial, Ti-6Al-4V. MC3T3-E1 cells or bone marrow stem cells (BMSCs) were seeded onto Ti-6Al-4V disks with or without CeO₂ coating. Compared to the control, the plasma-sprayed CeO₂ coating showed enhanced cell viability based on cell counting kit-8 (CCK-8) and flow cytometry assays. CCK-8, colony-forming unit test (CFU), and live-dead staining illustrated the antibacterial activity of CeO₂ coating. Additionally, CeO₂ coating upregulated the gene expression levels of osteogenic markers *ALP*, *Bsp* and *Ocn*, with a similar increase in protein expression levels of *OCN* and *Smad 1* in both MC3T3-E1 cells and BMSCs. More importantly, the viability and proliferation of *Enterococcus faecalis*, *Prevotella intermedia*, and *Porphyromonas gingivalis* were significantly decreased on the CeO₂-coated Ti-6Al-4V surfaces compared to non-treated Ti-6Al-4V. In conclusion, the plasma-sprayed CeO₂ coating on the surface of Ti-6Al-4V exhibited strong biocompatibility, antibacterial, and osteogenic characteristics, with potential for usage in coated dental implant biomaterials for prevention of peri-implantitis.

Keywords: CeO₂ coating; antibacterial activity; biocompatibility; osteogenic differentiation

1. Introduction

Dental implantation, an indispensable and established dental therapy, is a widely adopted replacement for missing teeth in various clinical situations. Nevertheless, evidence from recent decades has shown an increasing presence of peri-implantitis associated with the use of dental implants [1]. Peri-implant mucositis was detected in approximately 60.2% of implants in 73.1% of patients, while peri-implantitis affected 12% of implants in 15.4% of patients [2]; The resultant inflammatory processes damage both soft and hard tissues surrounding the implants, which were attributed as a major cause of dental implant failures [3]. The occurrence of peri-implantitis is

In vivo osseointegration of dental implants with an antimicrobial peptide coating

X. Chen¹ · X. C. Zhou² · S. Liu² · R. F. Wu³ · C. Aparicio¹ · J. Y. Wu^{2,4}

Received: 28 October 2016 / Accepted: 15 March 2017
© Springer Science+Business Media New York 2017

Abstract This study aimed to evaluate the in vivo osseointegration of implants with hydrophobic antimicrobial GL13K-peptide coating in rabbit femoral condyles by micro-CT and histological analysis. Six male Japanese Rabbits (4 months old and weighing 2.5 kg each) were included in this study. Twelve implants (3.75 mm wide, 7 mm long) were randomly distributed in two groups, with six implants in the experimental group coated with GL13K peptide and six implants in the control group without surface coating. Each implant in the test and the control group was randomly implanted in the left or right side of femoral condyles. On one side randomly-selected of the femur, each rabbit received a drill that was left without implant as control for the natural healing of bone. After 3 weeks of healing radiographic evaluation of the implant sites was taken. After 6 weeks of healing, rabbits were sacrificed for evaluation of the short-term osseointegration of the dental implants using digital radiography, micro-CT and histology analysis. To perform evaluation of osseointegration, implant location and group was double blinded

for surgeon and histology/radiology researcher. Two rabbits died of wound infection in sites with non-coated implants 2 weeks after surgery. Thus, at least four rabbits per group survived after 6 weeks of healing. The wounds healed without suppuration and inflammation. No implant was loose after 6 weeks of healing. Radiography observations showed good osseointegration after 3 and 6 weeks post-operatively, which proved that the tissues followed a natural healing process. Micro-CT reconstruction and analysis showed that there was no statistically significant difference ($P > 0.05$) in volume of bone around the implant between implants coated with GL13K peptide and implants without coating. Histomorphometric analysis also showed that the mineralized bone area was no statistically different ($P > 0.05$) between implants coated with GL13K peptide and implants without coating. This study demonstrates that titanium dental implants with an antimicrobial GL13K coating enables in vivo implant osseointegration at similar bone growth rates than gold-standard non-coated dental implants up to 6 weeks of implantation in rabbit femurs.

X. Chen and X. C. Zhou have contributed equally to this work.

✉ J. Y. Wu
wjyxr@163.com

¹ Minnesota Dental Research Center for Biomaterials and Biomechanics, University of Minnesota School of Dentistry, Moos Tower, 515 Delaware St. SE, Minneapolis, MN 55455, USA

² Department of Orthodontics, Nanchang University, 49 Fuzhou Rd, Nanchang 330008, China

³ Department of Implantology, Nanchang University, 49 Fuzhou Rd, Nanchang 330008, China

⁴ Department of Stomatology, XinHua Hospital Affiliated to Shanghai Jiao Tong University School of Medicine, 1665 Kongjiang Rd, Shanghai 200092, China

1 Introduction

Commercially pure titanium is the main material used for making dental implants. According to the National Institute of Dental and Craniofacial Research (NIDCR), 90% of Americans will have lost at least three functioning teeth in their dentition before 50 years of age and require replacement to restore form and function [1]. Dental implants have become a well-accepted treatment for replacing missing teeth, with over 400,000 implants being placed every year and an anticipated growth of 9.1% annually [2]. Generally,



UNIVERSITAT DE
BARCELONA

Recubrimientos biocompatibles obtenidos por Proyección Térmica y estudio in vitro de la función osteoblástica.

Gaona Latorre, Mireia ✉

Utilizad este identificador para citar o enlazar esta tesis: <http://hdl.handle.net/10803/1077>

Director/a: Fernández González, Javier; Guilemany, J. M. (José María)

Departamento/Instituto: Universitat de Barcelona. Departament de Ciència dels Materials i Enginyeria Metal·lúrgica

Fecha de defensa: 20-06-2007

Depósito legal: B.44913-2007

ISBN: 9788469077108

Palabras clave: Proyección per plasma atmosférico (APS); Adherencia fisiológica; Substrats metàl·lics; Hidroxiapatita (HA); Osteoblasts

Materia(s): 66 - Ingeniería, tecnología e industria química. Metalurgia

Área de conocimiento: Ciències Experimentals i Matemàtiques

Resumen:

La hidroxiapatita (HA) ha sido ampliamente estudiada y clínicamente probada debido a sus propiedades bioactivas. Al ser un material demasiado frágil para ser implantado en condiciones sometidas a carga, se suele aplicar en forma de recubrimientos sobre sustratos metálicos para combinar las buenas propiedades mecánicas de los metales con las excelentes propiedades biológicas de HA. Aunque los recubrimientos de HA pueden ser obtenidos por una amplia gama de técnicas de deposición, la proyección térmica por plasma atmosférico (APS) es el proceso más utilizado industrialmente

La principal limitación que presentan de los recubrimientos de HA obtenidos por APS es la generación de una fase amorfa y otras fases de fosfato de calcio diferentes a la HA. Estas fases, al ser más solubles que la HA cristalina en medios fisiológicos, pueden causar inestabilidad mecánica y adhesiva en el recubrimiento poniendo en compromiso la integridad de la interfaz hueso-recubrimiento. Por este motivo el principal objetivo de la presente tesis doctoral fue estudiar técnicas alternativas para mejorar la adherencia de estos recubrimientos después de estudios inmersión en medios fisiológicos.

Una posible alternativa es la proyección térmica de HA por alta velocidad (HVOF), ya que al utilizar temperaturas inferiores a la proyección APS se minimiza la degradación térmica del material. En este estudio se han comparado recubrimientos obtenidos mediante la técnica HVOF y APS, pudiéndose observar que los recubrimientos obtenidos por HVOF presentan la misma adherencia que los de APS pero una mayor cristalinidad y mayor pureza. Este tipo de recubrimientos presentaron así mismo un buen comportamiento in vitro con cultivos celulares de osteoblastos.