



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

MÉTODOS PARA MEJORAR LA OSTEointegración DE IMPLANTES
DENTALES – REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

Trabajo de Titulación en conformidad con los requisitos establecidos para optar
por el título de odontóloga

Profesor Guía
Dr. Pablo Quintana

Autor
Lisette Samantha Vallejo Freire

Año 2019

DECLARACIÓN DEL PROFESOR GUÍA

Declaro haber dirigido el trabajo, Métodos para mejorar la osteointegración de implantes dentales – Revisión bibliográfica, a través de reuniones periódicas con la estudiante Lissette Samantha Vallejo Freire, en el semestre 2019-1, orientando sus conocimientos y competencias para un eficiente desarrollo del tema escogido y dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación.

Dr. Pablo Quintana

C.I. 1708586605

DECLARACIÓN DEL PROFESOR CORRECTOR

Declaro haber revisado este trabajo, Métodos para mejorar la osteointegración de implantes dentales – Revisión bibliográfica, a través de reuniones periódicas con la estudiante Lissette Samantha Vallejo Freire, en el semestre 2019-1, dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación.

Dra. Emma Samaniego

C.I. 1715493894

DECLARACIÓN DE AUTORÍA DEL ESTUDIANTE

Declaro que este trabajo es original, de mi autoría, que se han citado las fuentes correspondientes y que en su ejecución se respetaron las disposiciones legales que protegen los derechos de autor vigentes.

Lissette Samantha Vallejo Freire

C.I. 0502955008

AGRADECIMIENTO

Agradezco primeramente a Dios, porque a pesar de las adversidades y momentos difíciles me ha enseñado, me ha amado, me ha dado fortaleza y me ha permitido llegar finalmente a este peldaño tan añorado por muchos años. También quiero agradecer infinitamente a mis padres por su esfuerzo, sacrificio diario e incondicional amor; les doy las gracias por creer en mí aun cuando yo perdí la fe.

A cada una de las personas que de alguna manera u otra aportaron en mi vida durante este camino a cumplir esta meta.

Finalmente, agradezco a mi tutor por su gran aporte de conocimiento y sabiduría en la orientación para la elaboración de este trabajo.

DEDICATORIA

Dedico este trabajo especialmente a Dios por colmarme de bendiciones, sobre todo la bendición de tener dos padres inigualables.

A mis dos padres que bajo cualquier circunstancia trabajaron incansablemente por brindarme las herramientas necesarias para poder cumplir mi sueño, porque gracias a su crianza y los valores que me inculcaron he podido llegar a este importante logro en mi vida.

Finalmente, a la persona que me brindó fortaleza, amor y confianza durante los momentos más difíciles de mi vida.

RESUMEN

Los implantes dentales actualmente constituyen una alternativa ideal para reemplazar piezas dentales ausentes en el sistema estomatognático. Se denomina implante dental al dispositivo insertado en el hueso mandibular o maxilar, cuya función es sustituir la raíz de un diente perdido y de esta manera generar un enlace estable y prolongado con el hueso adyacente mediante un proceso llamado osteointegración. La osteointegración se encuentra condicionada factores tales como la topografía superficial del implante, el tipo de material del mismo y el tipo de recubrimiento. Debido a la gran importancia de la osteointegración para el éxito a largo plazo de los implantes dentales, se ha generado la necesidad de encontrar técnicas y procedimientos que resulten favorables para este proceso.

Objetivo: Realizar una revisión sobre bibliografía actualizada acerca de los métodos empleados para mejorar la osteointegración de implantes dentales.

Materiales y Métodos: La presente revisión bibliográfica se realizó mediante la búsqueda de referencias mediante el uso de base de datos PUBMED, EBSCO HOST, CLINICAL KEY, NCBI, biblioteca virtual Carlos Larreátegui Mendieta, ScielO; sobre los métodos para mejorar la osteointegración de implantes dentales.

Conclusiones: Existen abundantes formas para modificar la superficie del implante dental como granallado, grabado ácido, que cambian su topografía; además, hay sustancias que pueden agregarse a la superficie para mejorar la osteointegración. Varios métodos pueden ser utilizados simultáneamente para incrementar las posibilidades de éxito del implante. Cada uno de estos procesos debe ser controlado meticulosamente para no causar efectos desfavorables. Finalmente, se concluye mediante la revisión de la literatura realizada que las superficies únicamente maquinadas comparadas con cualquier otra superficie modificada mediante los métodos expuestos en este documento, poseen propiedades menos favorables para la osteointegración del implante dental.

Palabras Clave: Implante, osteointegración, remodelado óseo, titanio.

ABSTRACT

Dental implants are currently the ideal alternative to replace missing teeth in the stomatognathic system. A dental implant is a device inserted in the mandibular or maxilar bone, its function is to replace the root of a missing tooth and in this way generate a stable and prolonged bond with the adjacent bone through a process called osseointegration. Osseointegration is conditioned by several factors such as the surface topography of the implant, the type of material and the type of coating. Due to the great importance of osseointegration for the long-term success of dental implants, the need to find techniques and procedures that are favorable for this process has arisen.

Objective: To carry out a review on updated bibliography about the methods used to improve the osseointegration of dental implants.

Materials and methods: The present review was carried out based on the information gathered from scientific articles found in virtual libraries such as EBSCO HOST, CLINICAL KEY, NCBI, virtual library Carlos Larreátegui Mendieta, ScielO on methods to improve the osseointegration of dental implants.

Conclusions: It was concluded that there are abundant techniques to modify the dental implant surface, such as blasting or acid etching, which can change either the implant's topography or it can be added to its surface to improve osseointegration. In addition, several of these methods can be used simultaneously to increase the chances of success of the implant. Each one of the processes to modify the surface must be controlled in a meticulous way so it does not cause unfavorable modifications for osseointegration. Finally, it was concluded by the performance of this review document that simple machined surfaces compared to any other modified surface by different methods such as those described in this document, have less favorable properties when it comes to the osseointegration of the dental implant.

Key words: Implant, osseointegration, bone remodeling, titanium.

ÍNDICE

1 CAPÍTULO I. INTRODUCCIÓN	1
1. Planteamiento del problema	1
1. Justificación	2
2 CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO	4
2.1 Antecedentes.....	4
2.2 Remodelación ósea y osteointegración	6
2.3 Implantología dental.....	11
2.4 Implante Dental.....	11
2.5 Implante endoóseo	12
2.5.1 Requisitos y diseño del implante dental	13
2.5.2 Topografía de la superficie del implante	17
3 CAPÍTULO III. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA: MÉTODOS PARA MEJORAR LA OSTEOINTEGRACIÓN DE IMPLANTES DENTALES. MODIFICACIONES DE LA SUPERFICIE.	20
3.1 Métodos de tratamiento de la superficie del implante	22
3.1.1 Métodos Sustractivos.....	22
3.1.2 Métodos Aditivos.....	28
3.1.3 Otros	31
4 CAPÍTULO IV. OBJETIVOS	35
4.1 Objetivo general.....	35
4.2 Objetivos específicos	35
4.3 Hipótesis.....	35
5 CAPÍTULO V. MATERIALES Y MÉTODOS	36

5.1 Tipo de estudio	36
5.2 Universo y muestra	36
5.2.1 Universo.....	36
5.2.2 Muestra.....	36
6 CAPÍTULO VI. DESCRIPCIÓN DEL MÉTODO	37
7 CAPÍTULO VII. DISCUSIÓN	38
8 CAPÍTULO VIII. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	45
8.1 Conclusiones	45
8.2 Recomendaciones	45
REFERENCIAS.....	47

1 CAPÍTULO I. INTRODUCCIÓN

1.1 Planteamiento del problema

Los implantes dentales se han convertido, a través de los años, en una de las mejores opciones de tratamiento, en casos de pérdida dentaria ya sea parcial o total. Este procedimiento ha demostrado grandes beneficios en distintos ámbitos, no solamente en cuanto a funcionalidad, sino también a ventajas biológicas y estéticas a largo plazo. (Buser, Sennerby, & De Bryun, 2017, p. 8).

Un implante dental es un artefacto artificial, que actúa como raíz, que se coloca directamente en el hueso. Es utilizado normalmente para reemplazar piezas dentarias perdidas, éste posteriormente es cubierto por una corona o prótesis, gracias a lo cual se recuperará la función masticatoria, y a su vez la estética del individuo. (Sartoreto, et al., 2015, p. 279).

El remodelado óseo, es un proceso mediante el cual se produce la regeneración del hueso por uno idéntico al original, siendo esta la base biológica para la integración y anclaje del implante dental, debido a que este se replica de manera constante durante toda la vida del individuo, hecho que conlleva a la formación de hueso alrededor del implante colocado, tomando aproximadamente 12 semanas desde su fijación. (Kuzyk & Schemitsch, 2011, p. 108).

El proceso de osteointegración se puede definir como una conexión firme, directa y duradera, de manera física y química al hueso con la superficie del implante, sin la interposición de tejido fibroso. No obstante, esta integración puede verse afectada por sendos factores biológicos y técnicos, propios o ajenos al individuo, ya sea de manera temprana o tardía, causando su eventual fracaso. (Hamdan S., 2018, p. 1).

Por otra parte, estudios han demostrado, que alrededor del 90% de implantes dentales tienen éxito a largo plazo, sin embargo, aun cuando la probabilidad de éxito de este tratamiento sea alta, se requiere encontrar formas para mejorar los mismos y poder brindar tratamientos garantizados. (Busenlechner, et al., 2014, p. 107).

Siendo que, la osteointegración presupone regeneración ósea, es decir, que reemplaza porciones de hueso inmaduro por otro maduro, se ha determinado, que el titanio es el metal más idóneo para la fabricación e implementación de implantes, debido a sus excelentes propiedades y biocompatibilidad, convirtiéndose en el más utilizado en la actualidad, ya sea puro o en aleaciones. (Saini, et al., 2015, p. 55).

Por lo antes mencionado, resulta indispensable analizar la remarcable importancia de conocer en qué radica el proceso de osteointegración, sus mecanismos, así como también los distintos métodos que son empleados para obtener una integración implante-hueso exitosa.

1.2 Justificación

Como es de conocimiento general, los implantes dentales han revolucionado la odontología en lo que se refiere al reemplazo de piezas dentales, lo cual ha dado lugar a la creación de un nuevo campo tanto científico como clínico, tal es el caso de la implantología dental, la cual brinda en la mayoría de los casos estabilidad y funcionalidad al paciente. Este procedimiento no solamente se encuentra enfocado a la sustitución de piezas dentales, sino también a evitar o aplacar las variadas repercusiones que esta pérdida dental ocasiona en el sistema estomatognático.

La implantología ha sido utilizada en las últimas décadas de manera exitosa mayoritariamente, convirtiéndose en el tratamiento ideal en cuanto a pérdida dental se refiere, ya que los mecanismos en cuanto a integración de implantes, han sido de gran interés científico.

Se ha determinado detalladamente como funciona este complejo proceso, pero a su vez ha existido una interrogante, ¿Cuáles son las causales de un posible fracaso en el tratamiento de colocación de implantes? y, ¿Qué métodos para modificar la superficie del implante se podrían implementar para la reducción del porcentaje de esta dificultad clínica?

Debido a que los implantes dentales son el medio idóneo para tratar una de las más numerosas patologías dentales en pacientes, es menester la identificación y análisis de las diferentes modificaciones que se pueden realizar al implante dental, e incluso su planificación en diferentes escenarios, así como en calidades de hueso distintas, para de esta manera lograr un número mayor en los porcentajes de éxito que obtiene este procedimiento.

2. CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO

2.1 Antecedentes

Uno de los avances más importantes en la implantología dental ocurrió en 1957, cuando el cirujano ortopédico sueco Branemark inició el estudio de la curación y regeneración ósea, y descubrió que el tejido óseo puede desarrollarse alrededor de titanio, y que puede adherirse a este metal efectivamente sin que el mismo sea rechazado. A partir de este descubrimiento se denominó a este fenómeno “oseointegración”. En el año 1965 Branemark colocó el primer implante dental de Titanio en un paciente de 34 años con ausencia de piezas dentales, en total colocó cuatro implantes de Ti los cuales posteriormente fueron utilizados como la base para una prótesis. Estos implantes fueron útiles por más de 40 años hasta la muerte del paciente. (Gaviria, Salcido, Guda, & Ong, 2014, p. 51).

El implante original Branemark fue cilíndrico y posteriormente aparecieron formas afiladas del mismo. Muchos tipos de implantes fueron lanzados después del implante Branemark, los cuales incluían el implante ITI, el cual se encontraba rociado con plasma de titanio, el implante Stryker, el implante IMZ el cual poseía un sistema que usaba un elemento de amortiguación intermóvil diseñado para simular el ligamento periodontal y el implante Core-Vent. (Abraham, 2014, p. 51).

En 1975 el grupo internacional para implantología (ITI), el grupo Schroeder en colaboración con la compañía Straumann demostraron la osteointegración de un implante dental rociado con plasma. El sistema Straumann se ha convertido en uno de los sistemas de implantología más investigados y populares. También desarrollaron otra variante llamada “swiss screw”, la cual tenía una superficie rociada con plasma y un pilar integral, y estaba principalmente orientada para tratamientos con sobredentaduras. (Byrne, 2014, p. 8-9).

El Dr. Tatum introdujo el implante omni R a principios de los ochenta; el cual tenía aletas horizontales compuestas de aleación de titanio. El Dr. Niznick introdujo el implante Core-Vent en la primera parte de la década de 1980, era un implante de cesta hueca con una pieza roscada que ayudaba a enganchar el hueso; también fabricó el implante Screw-Vent que tenía un revestimiento de hidroxiapatita sobre el mismo, este revestimiento permitía una adaptación más inmediata del hueso a la superficie del implante. La compañía Core-Vent también diseñó el Implante Swede- Vent que utiliza un interfaz hexagonal externo para sujetar el pilar. El Dr. Niznick continuó desarrollando otros sistemas, incluyendo el Bio-Vent y el Micro-Vent. (Abraham, 2014, p. 51, 52).

Poco después, el Dr. Driskell en la década de 1980 presentó el Stryker "forma de raíz" implante endoóseo; del cual existen dos versiones, uno hecho con una aleación de titanio y otro recubierto con hidroxiapatita. El implante IMZ que fue introducido por el Dr. Kirsch hacia finales de los años 70, fue ampliamente utilizado en muchos países en la década de 1980. El implante IMZ tenía algunas características distintivas; tenía un spray de titanio de superficie para aumentar el área de superficie de la interfaz y también tenía un elemento intra-móvil en él para duplicar la movilidad de dientes naturales. La Corporación Calcitek a principios de los 80 empezó a fabricar hidroxiapatita cerámica policristalina sintética llamada calcitite. (Abraham, 2014, p. 52).

En el año de 1987 Groot, et al., reportaron sobre una técnica de rociado de plasma de hidroxiapatita para de esta manera depositar una densa y delgada capa en la superficie del sustrato de titanio. Se midieron tanto la fuerza de unión de este revestimiento con el sustrato y también la influencia del revestimiento en las propiedades relacionadas a la fatiga. En animales se pudo determinar reacciones histológicas favorables a este recubrimiento. (Pal, 2015, p. 9).

A partir de este tipo de invenciones y estudios, es que la implantología moderna nace. Actualmente se investiga de manera exhaustiva nuevas formas de realizar modificaciones a la superficie del implante dental, para de esta manera poder obtener una osteointegración favorable y con ella que los porcentajes de éxito de esta práctica aumenten.

2.2 Remodelación ósea y osteointegración

El hueso es un tipo de tejido conectivo especializado, el cual conjuntamente con el cartílago, constituye el sistema esquelético. El hueso ejerce tres funciones primordiales, la primera es una función mecánica que consiste en ser soporte y sitio de inserción de los músculos; su segunda función es de protección lo cual se refiere a proteger la médula ósea y órganos vitales, y su tercera función es metabólica en la que el hueso participa en la homeostasis siendo un reservorio de iones como calcio y fósforo. (Gil, 2018, p. 15).

En lo que se refiere al hueso alveolar, es parte del periodonto el cual comprende un conjunto de estructuras que circundan y proporcionan soporte al diente, está constituido también por el ligamento periodontal, la encía y el cemento. Al producirse una lesión en este tipo de hueso, como la inserción de un implante dental, se recuperará mediante el proceso de cicatrización ósea del hueso intramembranoso. El proceso antes mencionado está conformado de cuatro etapas: primero, la formación del hematoma; segundo, la fase que consiste en la degradación del coágulo y la limpieza de la lesión; tercero, la etapa que comprende la formación de tejido granular, y finalmente el modelamiento y remodelación ósea. (Venegas, Landinez, & Garzón, 2009).

Existen tres funciones principales que cumple la remodelación ósea. Primero, permite la regulación de la homeostasis de calcio y de fosfato (equilibrio mineral). Segundo, la implementación de un mecanismo de adaptación del esqueleto al

entorno mecánico, mediante el cual disminuye el peligro de una fractura. Tercero, provee un mecanismo de renovación tisular y también de restauración de lesiones óseas. (Thomas, Martin, & Lafage-Proust, 2011, p. 7, 8).

El proceso de remodelación ósea constituye la base biológica de la osteointegración, el cual consiste en una reabsorción ósea mediada por osteoclastos y una sustitución por tejido óseo que es formado por osteoblastos. Esta sustitución remodeladora inicia durante la sexta semana de vida intrauterina, manteniéndose hasta la muerte de la persona, lo cual permite que bajo ciertas condiciones el hueso se regenere con tejido análogo al original, con ausencia de tejido fibroso, representando el principio biológico que posibilita la osteointegración de los implantes dentales. (Guercio & Dinatale, 2009).

Tanto osteoclastos y osteoblastos, se caracterizan por aspectos morfológicos y bioquímicos. Los osteoclastos están constituidos por la fusión de células mononucleadas de linaje hematopoyético, las cuales degradan la matriz ósea mineralizada y se encuentran localizadas en la laguna de Howship. Por otro lado, los osteoblastos son células originadas a partir de precursores de origen mesenquimal, son mononucleadas, y están relacionadas con la producción y mineralización de la matriz ósea. (da Silva, et al., 2015, p. 2,3).

Cuando se genera la producción de matriz ósea, algunos osteoblastos quedan atrapados en esta laguna e inician a mostrar extensiones citoplasmáticas, las cuales se encuentran en los canalículos óseos. Estas extensiones se dirigen hacia las extensiones de osteocitos adyacentes, y en dirección de otras células. Posteriormente se establecen uniones comunicantes, las cuales permiten la comunicación intercelular, entre osteocitos y entre osteocitos y otras células óseas. De esta manera los osteocitos constituyen una red compleja que interconecta la superficie ósea con las porciones más internas, que son

responsables del mantenimiento y la vitalidad de la matriz ósea. Además, los osteocitos son esenciales para la remodelación ósea debido que la apoptosis de estas células estimula la resorción de osteoclastos. (da Silva, et al., 2016, p. 4).

La osteointegración actualmente ha sido definida como un enlace eficaz y estructural entre el hueso vital, ordenado y la superficie de un implante endoóseo, el cual se encuentra sometido a ciertas cargas de manera funcional, produciéndose una unión mecánica de manera directa y estable, tomando en cuenta que no debe existir de ninguna forma interposición de tejido conectivo, por lo que a la vez no debería existir presencia de movilidad del mismo, en el caso de que hubiera movilidad, se podría definir la falla del implante dental. (Venegas, et al., 2009).

Gracias al descubrimiento de la osteointegración de los implantes dentales para la sustitución de piezas dentales, ha sido posible la mejoría de los pacientes, tanto parcialmente o totalmente edéntulos, desde cualquier punto de vista. Con este método se ha podido recuperar la funcionalidad del sistema estomatognático, pero también el mantenimiento del hueso, restablecer o mantener la dimensión vertical, mayor retención de prótesis y al mismo tiempo mejorar la estética de los pacientes. (Gil Mur, 2018, p. 45, 46).

El fenómeno de osteointegración depende directamente de la respuesta del organismo frente a la presencia del implante, por lo que la curación del tejido óseo es esencial. La cicatrización ósea en las proximidades del implante depende de dos factores elementales: cómo el hueso cicatrice en el implante y cómo cicatriza el tejido blando en el implante. Un esencial principio para que se dé una unión adecuada entre el tejido óseo y el implante es que no debe existir ningún otro tejido blando entre el hueso e implante. Por lo dicho anteriormente, es importante tomar en cuenta que es necesaria una distancia corta entre el

implante y el hueso, presencia del hueso viable y que no exista movilidad del implante durante la adhesión del tejido óseo al área superficial del implante. (Hupp, 2014, p. 76).

Gran parte del éxito de la osteointegración está influenciado por dos procesos previos que son la osteoinducción y la osteoconducción. La osteoinducción se refiere al proceso mediante el cual las células madres logran diferenciarse en células osteogénicas, las cuales se encargan de la deposición de hueso nuevo proceso denominado osteogénesis. Se ha determinado dos clases de osteogénesis: osteogénesis de contacto y a distancia, por lo que se ha descrito que en la región periprotésica existe formación de tejido óseo en dos direcciones, la primera a partir de la superficie de hueso adyacente y la segunda, iniciando en la superficie del implante en dirección al tejido óseo circundante. (Venegas, et al., 2009).

La formación de hueso a partir del implante hacia el tejido óseo circundante permite que la superficie del mismo sea colonizada por células que tienen origen mesenquimal, colonización que ha sido llamada osteoinducción. El proceso antes mencionado consiste en que sobre una superficie de material bioactivo se conforma hueso. La osteoinducción dependerá principalmente de las características de la superficie y la biocompatibilidad del material. Como resultado de esta colonización en la superficie del implante se crea una interfase en donde contactan el implante y los tejidos adyacentes. (Venegas, et al., 2009).

Los mecanismos de osificación que ocurren después de la colocación de un implante dental fueron categorizados por Osborn en el año 1979 en tres grupos: el tipo biotolerante que está caracterizado por la osteogénesis a distancia, en donde el implante no es rechazado pero está rodeado por tejido fibroso; el segundo tipo es el bioinerte que está caracterizado por la osteogénesis de

contacto, en el cual las células migran directamente a la superficie en donde se formará hueso nuevo; y el tercero que es el tipo bioreactivo en el que el implante permite la formación de nuevo hueso a su alrededor, por lo que intercambia iones para crear una unión química con el hueso. (Ramazanoglu & Oshida, 2011, p. 59).

Existen dos tipos de enlace entre el implante y tejido, comprenden vínculos de tipo físico y químico. El doctor Branemark ha descrito que las uniones físicas incluyen las fuerzas de Van der Waals, que como es de conocimiento general son débiles, las mismas se encuentran predominando cuando la trayectoria entre la biomolécula y la capa de óxidos es alrededor de 1 micra; de la misma manera los puentes de hidrógeno forman parte de esta unión. La unión de naturaleza química comprende tanto enlaces covalentes y iónicos, gracias a estos en la unión se puede encontrar valores de resistencia altos. El tejido, otorga a la unión, moléculas biológicas con especificidad alta a través de la superficie del implante, las que conformarán un revestimiento monoatómico conjuntamente con los óxidos, la cual va a ser recubierta por revestimientos de moléculas más complejas. (Guercio & Dinatale, 2009).

Al colocar un implante dental la sangre que presente debido a los vasos que fueron averiados se infiltra en el lugar de implantación, y con lo que se inician ciertos eventos biológicos los cuales culminarán con la cicatrización de la lesión. La primera fase de este proceso inicia con la contracción de los vasos que fueron afectados y la conformación del tapón plaquetario. Se ha determinado que, en la superficie del implante, el mecanismo de adherirse de las plaquetas le corresponde a la microestructura de esta superficie, por lo que se ha sugerido que los implantes que poseen una topografía rugosa en su superficie obtienen una mejor adhesión que los implantes de topografía lisa. También, se determina que el contacto de la superficie del implante con la sangre establece una capa de proteínas, las cuales permiten que las células se integren a la superficie del

implante dental, se desplacen a su alrededor, puedan proliferar y diferenciarse. (Venegas, Landínez, & Garzón, 2010).

2.3 Implantología dental

La implantología oral es un campo de la odontología que se encarga de la rehabilitación del aparato de masticación afectado por la pérdida de piezas dentales, este campo es el que más se está desarrollando con intensidad en la odontología. Los dientes perdidos pueden ser reemplazados por implantes dentales, los cuales se insertan en el hueso ya sea de la mandíbula o maxila. El éxito a largo plazo de este tratamiento depende principalmente del anclaje que tenga el mismo, es decir de su osteointegración. Hoy en día la demanda de pacientes que requieren recuperar la función masticatoria y su estética facial es relativamente alta. (American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons 2017, p. 76).

2.4 Implante Dental

Un implante dental es un componente quirúrgico que contacta con el hueso maxilar o mandibular para sostener una prótesis dental como una corona, puente o dentadura. La base científica para la unión de los implantes dentales modernos y el hueso es el proceso biológico llamado osteointegración antes ya mencionado, en el que materiales como el titanio forma un enlace íntimo con el hueso. Primeramente, el implante es situado para su osteointegración, y posteriormente la prótesis dental es colocada; es menester resaltar que antes de que se uboque la prótesis deberá transcurrir un tiempo variable y adecuado para que exista una adecuada cicatrización ósea, así como también exista una osteointegración suficiente del implante. (Jokstad & Alkumuru, 2014, p. 1326).

El implante dental está compuesto básicamente de tres partes: primeramente, el cuerpo de implante, el cual es la porción que se une al hueso, este puede tener

distintos tipos de superficie como roscadas, estriadas, perforadas, etc.; segundo, el pilar que se encarga de proporcionar una conexión entre el implante y la prótesis que se confeccionará; y finalmente, la parte del que permite que la prótesis se inserte en el pilar ya sea por medio de un tornillo, aditamentos de precisión o cemento. (Jaypee - Highlights, 2011, p. 20-24).

Las propiedades físicas y químicas de los materiales del implante dental representan factores que se encuentran bien reportados y documentados los cuales influyen en el resultado clínico y el pronóstico de la terapia con implantes. Estas propiedades incluyen la microestructura del implante dental, la composición de su superficie y sus características, así como factores de diseño. El implante ideal debe ser biocompatible, debe tener dureza, resistencia, no corrosivo y con resistencia adecuada a la fractura. El diseño y sus principios deben ser compatibles con las propiedades físicas del material. (Osman y Swain, 2015, p. 933).

La favorabilidad del resultado de un implante dental está determinada mayoritariamente por dos elementos: la incorporación de tejidos blandos y la combinación de tejidos duros en el área superficial del implante. En lo que se refiere a la integración de tejidos que están implicados, se dará una adecuación activa bajo un concreto esquema de cargas oclusales. El anclaje del implante dental, con una adecuada integración, será de forma directa en el hueso, sin embargo, si existe movimiento, el implante podrá ser encapsulado por una interfase de tejido blando, lo cual provocará un fracaso. (Venegas, et al., 2009).

2.5 Implante endoóseo

Los implantes endoóseos o en forma de raíz son los más comúnmente utilizados en la actualidad. Debido a que estos implantes son semejantes a la raíz de los dientes naturales, la recuperación de los dientes ausentes no necesitará del

apoyo en las piezas dentales vecinas. Igualmente, el implante dental induce la formación de tejido ósea de soporte y conserva su volumen similar a una raíz saludable. La rehabilitación mediante prótesis soportadas en implantes dentales no necesita apoyarse en el tejido blando por lo que se obtiene un mayor confort oral. Dicho esto, se puede concluir que las prótesis implantosoportadas brindan mayores beneficios en comparación con prótesis parciales removibles o fijas. (Jaypee - Highlights, 2011, p.10).

Este tipo de implantes son generalmente roscados, y se insertan ya sea en la maxila o en la mandíbula, y sirven para reemplazar la raíz dental. Como es de conocimiento general los implantes dentales en su mayoría están hechos de titanio puro comercial grado cuatro debido a sus características que benefician a la osteointegración. Varios parámetros en el diseño del implante endoóseo afectan a las tasas de supervivencias de los implantes, incluyendo la forma del cuerpo del implante, el tamaño, la composición química de la superficie, y las características topográficas entre otros factores. (Gaviria, et al., p. 51).

2.5.1 Requisitos y diseño del implante dental

Se han determinados muchos factores que resultan cruciales para el desempeño exitoso del implante dental. Uno de los factores más importantes es la biocompatibilidad, que no solo comprende la compatibilidad del material con el tejido sino también la habilidad de éste de llevar a cabo cierta función. Por lo que esta propiedad no solo depende de las propiedades físicas, químicas y mecánicas del material, pero también la aplicación que se le da al material utilizado. En el caso de los implantes dentales, la biocompatibilidad de los materiales es evaluada mediante el estudio de las interacciones directas entre éste y los tejidos, lo cual mide el grado de osteointegración. Por lo que el diseño del implante debe considerar la composición del biomaterial, el ancho, longitud y geometría, etc. (Gaviria, et al., 2014, p. 52,53).

2.5.1.1 Materiales usados para fabricar implantes dentales

Los biomateriales tienen en su composición elementos naturales o sintéticos los cuales contactan con tejido vital sin producir ningún tipo de reacción adversa o daño mientras cumplen su función biológica y física. Los requerimientos que un biomaterial necesita son, primeramente debe ser biocompatible, lo que quiere decir que este material no debe ser rechazado por el organismo; segundo, no debe ser tóxico o cancerígeno; tercero, su química debe ser estable, lo que significa que no debe degradarse en el tiempo; cuarto, proporcionar una adecuada resistencia mecánica; quinto, un adecuado tiempo de fatiga; sexto, poseer una densidad y un peso apropiado; séptimo, tanto la forma como el tamaño deben ser aptos; y finalmente, su fabricación y procesamiento debe ser factible. (Uzcátegui, Dávila, Brito, & Cerrolaza, 2015, p. 58).

2.5.1.1.1 Titanio

En el presente, el titanio (Ti) y sus aleaciones representan el material de implante dental más utilizado, debido a que estos cumplen con los requisitos más importantes para ser usados en este campo. Las propiedades del Ti y su superficie, que está recubierta por una capa de óxido, son totalmente apropiadas para que éste sea usado como un material biocompatible. La relación de un implante con el tejido circundante depende de la interacción entre el óxido de titanio (TiO₂), que se forma en la superficie del mismo, y elementos biológicos como colágeno, osteoblastos, fibroblastos y componentes sanguíneos. La capa de TiO₂ es resistente a la corrosión y puede ser manipulado para obtener un grosor variable. (Jemat, Ghazali, Razali, & Otsuka, 2015, p. 22008).

2.5.1.1.2 Zirconia

Este material ha sido utilizado a lo largo de los años tanto en medicina como en odontología. Actualmente la zirconia es una cerámica muy popular, debido a que posee muy buenas propiedades mecánicas, así como también excelente biocompatibilidad, convirtiéndola en un material alternativo para los metales. De igual manera la zirconia ha sido empleada para la fabricación de puentes fijos y coronas de una sola pieza. En la actualidad, se encuentran realizando

investigaciones para que este material sea posiblemente usado para la fabricación de implantes dentales. (Uzcátegui, et al., 2015, p. 58).

2.5.1.2 Diseño del Implante

Una gran variedad de tamaños y formas de implantes han sido desarrolladas para poder adaptarse a las técnicas quirúrgicas que se usan actualmente y mejorar de esta manera el tratamiento del paciente. Investigaciones continuas han determinado que mediante la modificación sutil de la forma, longitud y ancho de los implantes dentales podrían influenciar de manera positiva la tasa de éxito de los mismos. (Gaviria, et al., 2014, p. 53).

2.5.1.2.1 Longitud

El largo del implante comprende la extensión desde la plataforma hasta el ápex. Las medidas más comunes en relación a la longitud varían entre 8mm a 13mm, con lo que son similares a una raíz dental regular. La importancia del aumento de la longitud o su capacidad para alcanzar la osteointegración se evidencia en la estabilidad inicial y en todo el espesor de la interfase hueso implante. El incremento de la longitud puede proporcionar resistencia al torque y a fuerzas transversales cuando el pilar es enroscado en su lugar. (Yadav, Tahir, Shetty, Saini, & Prajapati, 2016, p. 37).

2.5.1.2.2 Diámetro

El diámetro del implante se mide desde el punto más ancho de una rosca hasta el punto opuesto en el implante y generalmente varía entre 3mm a 7mm; aunque implantes más estrechos pueden ser utilizados en espacios reducidos. Los clínicos escogen el diámetro del implante dependiendo de la calidad y cantidad ósea del paciente para alcanzar una estabilidad óptima y para evitar la sobreinstrumentación. Por ejemplo, los implantes más anchos permiten una mayor interacción con el tejido óseo. En estudios se determinó que los implantes

con mayor diámetro son más estables en evaluaciones de torque de remoción, ya que hay un área más extensa de contacto. También se ha demostrado en simulaciones mecánicas que los implantes con mayor anchura pueden resistir a cargas verticales mayores. (Gaviria, et al., 2014, p. 53,54).

2.5.1.2.3 Geometría

La forma de los implantes dentales probablemente ha sido uno de los aspectos más discutidos en lo que se refiere al diseño del implante, e incluso podría tener cierto efecto en la biomecánica del implante. Los sistemas de implantes usados actualmente son los cilíndricos, roscados, tubulares huecos roscados, huecos cilíndricos, etc. Otros diseños han sido desarrollados para imitar la anatomía de la raíz dental. Los principios en el diseño del implante para lograr las características ideales son: primero, ganar estabilidad inicial y minimizar el tiempo de espera para aplicar la carga; segundo, incorporar factores de diseño que disminuyan el efecto de las fuerzas transversales en la interfase; y tercero, proveer características que estimulen la formación de hueso y faciliten la cicatrización ósea. (Yadav, et al., 2016, p. 38).

2.5.1.2.4 Roscas

Las roscas han sido incorporadas en los implantes dentales para mejorar la estabilidad inicial, ampliar el área de la superficie del implante, distribuir el estrés favorablemente. El perfil de la rosa está caracterizado por la profundidad, la inclinación, el radio superior de curvatura, etc. Han sido empleadas diferentes modificaciones en los patrones de la rosca como microroscas cerca del cuello de implante, microroscas en la mitad del cuerpo del implante, etc., para acentuar el efecto de las roscas e inducir un comportamiento biomecánico deseado. (Gaviria, et al., 2014, p. 54).

2.5.2 Topografía de la superficie del implante

La topografía de la superficie se refiere a características macroscópicas y microscópicas que posee el implante dental. A pesar que el Titanio puro comercial es el material primario del implante dental, el porcentaje de éxito de distintos sistemas de implantes disponibles comercialmente varían. Los implantes de Ti, con adecuada rugosidad, pueden influenciar en la estabilidad primaria de los implantes y aumentar el contacto implante-hueso y también elevar la fuerza de torsión de remoción. El objetivo del uso de varias texturas y técnicas en la superficie es mejorar el crecimiento de hueso hacia la superficie del implante. Varios estudios in vivo han determinado que el aumento del área de la superficie en el implante mejora el contacto implante-hueso después de la colocación del mismo. (Dahiya, Shukla, & Gupta, 2014, p. 66, 67).

La topografía del implante dental puede ser clasificada en macro, micro y nanoescala. La macrotopografía de un implante dental está determinada por su geometría visible, por ejemplo, las roscas y el diseño cónico. En años recientes, el esfuerzo científico se ha enfocado en la micro y nanogeometría. A pesar de esto, la adecuada macrogeometría combinada con una adecuada perforación para el lecho del implante representa la base fundamental del éxito clínico de la implantología dental. (Smeets, et al., 2016, p. 2).

Los implantes roscados están diseñados para alcanzar una carga compresiva del hueso cortical o esponjoso circundante. La tecnología de sinterización es usada para crear una malla en la superficie del implante para facilitar el crecimiento de tejido óseo. Se ha determinado que el éxito de implantes dentales cortos utilizando esta tecnología aumentó. Las topografías de tamaño macro con superficies con rugosidad alta ayudan inicialmente a la estabilidad y proveen de espacio volumétrico para el crecimiento óseo. Sin embargo, una superficie con alta rugosidad puede provocar un incremento de fuga iónica, así como periimplantitis. (Alla, et al., 2011, p. 114).

Hasta los años noventa, los implantes dentales tenían primariamente superficies mecanizadas que implica un proceso de fabricación de torneado, fresado o pulido. Las imperfecciones en estas superficies mecanizadas permiten a las células osteogénicas adherirse y depositar hueso, generando así la interfase hueso-implante. El tiempo de cicatrización de los implantes mecanizados es de tres a seis meses dependiendo de la localización anatómica y la calidad del hueso. La microtopografía está vinculada con la microrugosidad en una escala micrométrica y es modificada por técnicas de fabricación como el mecanizado, el grabado ácido, la anodización, el arenado, el granallado y los diferentes procedimientos de revestimiento. (Smeets, et al., 2016, p. 2, 3).

La microtopografía del implante representa un tratamiento superficial que se realiza al implante, este facilita a la superficie un patrón semejante al que deja el frente de resorción de los osteoclastos en el tejido óseo mientras se da el proceso de remodelamiento. Esta pauta superficial permite que la línea de cementación que es secretada por los precursores osteoblásticos se entrecruce con la superficie del implante dental y afiance la formación de hueso nuevo. (Venegas, et al., 2009).

Además, la micro-rugosidad de la superficie intenta potenciar la osteoconducción mediante cambios en la topografía, y la osteoinducción a lo largo de la superficie del implante mediante la utilización del implante como vehículo para el suministro local de agentes bioactivos. Las superficies de implantes dentales con microtopografía han demostrado mayor porcentaje de contacto hueso-implante cuando han sido comparadas superficies mecanizadas y pulidas. (Alla, et al., 2011, p. 114).

Mientras que a la microtopografía de la superficie del implante dental se le ha atribuido una acción a nivel celular en la osteointegración, la nanotopografía influencia en las interacciones entre las células y el implante a nivel tanto celular como proteico. Se ha determinado que el incremento de energía en la superficie no es meramente el resultado de cambios en la rugosidad de la superficie, sino en gran medida, es causado por alteraciones en las propiedades químicas de la superficie. Por lo tanto, los cambios en la nanotopografía reflejan sus efectos a nivel físico, químico, y biológico, resultando en un aumento de la adhesión de células osteogénicas y por ende promoviendo la osteointegración. (Smeets, et al., 2016, p. 4, 5).

3. CAPÍTULO III. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA: MÉTODOS PARA MEJORAR LA OSTEINTEGRACIÓN DE IMPLANTES DENTALES. MODIFICACIONES DE LA SUPERFICIE.

Con el objetivo de incrementar la tasa de éxito de los implantes dentales, las investigaciones se han enfocado en el control de las características de su superficie como es la morfología, topografía, rugosidad, composición química, energía superficial, estrés residual, la existencia de impurezas, el grosor de la capa de óxido de titanio, y la presencia de componentes metálicos y no metálicos en la superficie. Todas las propiedades antes mencionadas influyen significativamente a la respuesta ósea y tisular al implante ya sea disminuyendo o incrementando el tiempo de cicatrización y la osteointegración. (Gaviria, et al., 2014, p. 54).

El principio de la modificación de la superficie de implantes es conservar las propiedades físicas del mismo, y a su vez modificar su capa superficial para influir en la interacción que se da entre los tejidos y el implante. En la actualidad también existe cierta demanda para la optimización de la osteointegración, mediante la reducción del tiempo de esta integración, la cual es usualmente de tres a seis meses. Este proceso de biointegración puede ser controlado a nivel molecular y celular con la transformación de la superficie del implante. (Elias, 2011).

Algunos de los objetivos para el desarrollo de modificaciones de la superficie de los implantes dentales son el mejorar su desempeño clínico en áreas donde existe baja cantidad o calidad de hueso, a su vez acelerar el proceso de cicatrización ósea y de esa manera permitir la aplicación de protocolos de cargas inmediatas o tempranas, y también estimular el crecimiento de hueso para permitir la colocación de implantes dentales en sitios que carecen de suficiente cresta alveolar residual. (Novaes, et al., 2010, p. 471).

Muchos métodos para crear una mejoría en el diseño de la superficie de los implantes de titanio están siendo examinados, realizando énfasis en la manipulación bioquímica y la topografía física de la interfase del implante. En lo que se refiere al material del implante, el titanio por sí solo es resistente a la corrosión, es un metal de alta resistencia con buena conformabilidad y maquinabilidad. La modificación de la superficie principalmente mejora la humectación del coágulo, la adhesión de las células al implante, la proliferación, y la osteointegración, todo lo cual contribuye para un tiempo de cicatrización más corto. (Wirth, et al., 2017, p. 86).

La morfología del implante influencia el metabolismo óseo, de esta manera las superficies más rugosas estimulan la diferenciación celular, el crecimiento y adhesión de células óseas, y aumenta la mineralización; además, el grado de rugosidad es esencial. Los implantes pueden tener superficies lisas (maquinadas) o rugosas. Los principales métodos que se describen en la literatura para crear rugosidad en implantes son el grabado ácido, el arenado, la pulverización con plasma de titanio y el recubrimiento con hidroxiapatita. Otra tendencia ha sido la fabricación de implantes con micro y submicro (nano) topografía. Además, se ha desarrollado la biofuncionalización de la superficie del implante, agregando sustancias para mejorar sus características biológicas. (Novaes, et al., 2010, p. 471, 472).

El tratamiento de la superficie es vital para lograr una osteointegración rápida y duradera. Dependiendo del tipo de tratamiento utilizado, la topografía del implante diferirá y los parámetros de rugosidad variarán. El estudio de la topografía de la superficie es sumamente esencial debido a que según la topografía del implante dental se determina la respuesta celular. A través de la optimización de la topografía, se puede utilizar implantes dentales en casos en donde las características del hueso no son favorables en donde el seno maxilar

está elevado, y posterior a extracciones dentarias realizadas. Como resultado, las posibilidades de éxito a largo plazo de restauraciones dentales implantosoportadas aumentan significativamente. (Mendoza, Valecillo, Cabrerizo, & Rosales, 2016, p. 632).

Mientras existen abundantes técnicas para modificar a la superficie del implante, estas pueden ser subdivididas en dos categorías principales: los métodos aditivos y sustractivos. Los métodos aditivos son aquellos que describen la impregnación o el revestimiento del material. La impregnación es el proceso por el que un material o un agente químico es completamente integrado a un núcleo de titanio mientras que las técnicas de revestimiento son complementos para la superficie del implante. Por otro lado, las técnicas sustractivas consisten en eliminar o deformar el material para aumentar la rugosidad de la superficie. (Wirth, et al., 2017, p. 86).

3.1 Métodos de tratamiento de la superficie del implante

3.1.1 Métodos Sustractivos

Los métodos sustractivos son utilizados para manipular la morfología y la rugosidad de la superficie de implantes del titanio. La rugosidad de la superficie por sí sola puede incrementar drásticamente el éxito del implante. Aumentar solamente la rugosidad mediante procesos de arenado puede mejorar significativamente la fijación ósea, con una rugosidad adecuada de aproximadamente 1.5um. (Wirth, et al., 2017, p. 86).

3.1.1.1 Granallado

El granallado es una técnica utilizada para crear topografía en la superficie del implante dental. En este proceso la superficie es bombardeada con partículas secas y rígidas o partículas suspendidas en un líquido a alta velocidad. Varios tipos de partículas cerámicas como alúmina, sílice, etc, de diferentes tamaños

pueden ser utilizados para el granallado del titanio. Este método es usado generalmente para crear rugosidad en la superficie del implante y por lo tanto incrementa el área de la superficie para una mejor osteointegración. (Alla, et al., 2011, p. 115).

La rugosidad que se genera mediante la utilización de esta técnica dependerá en el tamaño de las partículas, el tiempo de granallado, la presión y la distancia desde el origen de donde vienen las partículas hasta la superficie del implante dental. La ventaja principal de este método es que mejora la adhesión, proliferación y diferenciación de los osteoblastos. Por otro lado, una de las mayores desventajas es que las partículas son dejadas en la superficie después del granallado. Los implantes dentales de titanio granallados a 1.5um han demostrado una mejoría en la respuesta ósea, lo que se ha determinado mediante la medición del torque de remoción cuando se han comparado con implantes maquinados. (Gaviria, et al., 2014, p. 55).

Convencionalmente, después de la aplicación de esta técnica se realiza un grabado ácido para de esta manera remover partículas residuales del granallado mientras atribuye rugosidad en la superficie. Este proceso también puede ayudar en la descontaminación de la superficie. (Wirth, et al., 2017, p. 87).

El grabado ácido posterior al granallado tiene varias ventajas. A pesar de esto, este proceso de ser llevado a cabo en condiciones de sumo control, debido a que el grabado excesivo de la superficie reduce la topografía de la misma y también disminuye sus propiedades mecánicas y puede resultar perjudicial para la osteointegración. Además, es esencial que los procedimientos de grabado posteriores al granallado remuevan cualquier partícula residual, debido a que análisis químicos de fracasos de implantes dentales han mostrado evidencia que

la presencia de dichas partículas interfiere con la osteoconductividad del titanio a pesar de la biocompatibilidad del material. (Patil & Bhongade, 2016, p. 136).

3.1.1.2 Grabado ácido

La técnica de grabado ácido consiste en incrementar el grosor de la capa de óxido y también la rugosidad mediante la inmersión del implante metálico en una solución ácida, ya sea ácido clorhídrico, ácido fluorhídrico, ácido nítrico, y sulfúrico, lo cual erosiona la superficie produciendo micro fisuras de tamaño entre 0.5 - 2µm. Los factores que determinan el ataque químico son la concentración de la solución ácida, el tiempo, y la temperatura a la que se realiza el proceso. (Gaviria, et al., 2014, p. 55).

Los tratamientos con ácidos proveen rugosidad homogénea, aumento del área activa de la superficie y mejor adhesión. Una superficie isotrópica que posea micro cavidades con bordes definidos, no solo facilita la retención de las células osteogénicas, sino que también les permite migrar hacia la superficie del implante. Este tipo de superficie también induce a la retención de fibrina, una adsorción favorable de fibronectina y facilita la osteointegración. (Elias & Meirelles, 2010, p. 245).

Por otro lado, el grabado ácido puede ocasionar el debilitamiento del titanio debido a la presencia de hidrógeno, creando de esta manera micro fracturas en la superficie del implante, lo cual puede reducir la resistencia a la fatiga del implante. De hecho, estudios experimentales han reportado que existe absorción de hidrógeno por el titanio en cierto entorno biológico. Esta fragilidad por hidrógeno del titanio está también asociada con la formación de una fase híbrida frágil, conduciendo a una reducción en la ductilidad del titanio que se relaciona a la presencia de fractura en implantes dentales. (Patil & Bhongade, 2016, p. 136).

3.1.1.3 Grabado ácido dual

Esta técnica se ha descrito como el tratamiento de la superficie del implante de titanio con diferentes soluciones ácidas. El grabado ácido dual ha demostrado que es un método muy efectivo para alcanzar una osteointegración de manera rápida con una resistencia al torque significativamente mejor después de la cicatrización en comparación con los implantes de superficie maquinada. (Wirth, et al., 2017, p. 87).

El grabado ácido dual se realiza generalmente mediante la inmersión de implantes de titanio durante unos minutos en una mezcla concentrada de ácido clorhídrico y ácido sulfúrico, posteriormente esto es calentado a más de cien grados centígrados; mediante este proceso se produce microrugosidad en la superficie del implante dental, y también mejora el proceso de osteoconductividad mediante la adhesión de fibrina y células osteogénicas, provocando formación de tejido óseo. (Fouziya, et al., 2016, p. 216).

Este método al igual que el grabado ácido, es capaz de tratar la superficie de manera química o ácida ya sea en secuencia o en combinación de ambas. Mediante el uso de esta técnica se puede conseguir una osteointegración rápida mediante una superficie con microtopografía. Es menester tomar en cuenta que a pesar de los beneficios que esta técnica provee, el tratamiento mediante grabado ácido depende fuertemente en la selección del ácido y el proceso como tal. (Jemat, et at., 2015 p. 5).

Se ha determinado que una gran ventaja del uso de este tipo de técnica es que la misma tiene la capacidad de producir una adecuada adhesión y enunciación de plaquetas, así como también de genes extracelulares, lo que contribuye de

manera significativa en la inmigración de células osteoblásticas hacia este lugar, beneficiando la osteointegración. (Fouziya, et al., 2016, p. 216).

3.1.1.4 Anodización

La anodización es un proceso mediante el cual se pretende que la capa de óxido de titanio crezca de manera controlada, y de esta manera obtener una lámina homogénea, tenaz, estable e impermeable. Esta técnica que modifica la capa de óxido también es llamada pasivación debido a que provoca que el implante actúe de forma pasiva frente a una agresión química. (Gil, 2018, p. 106).

Este método consiste en un proceso electroquímico en donde el implante dental es sumergido en un electrolito mientras una corriente es aplicada, dando como resultado microporosidades de diámetros distintos y así como también un incremento de la capa de óxido. Las principales ventajas de la anodización incluyen una biocompatibilidad mejor, aumento en la adhesión celular y su proliferación. (Gaviria, et al., 2014, p. 56).

En la oxidación anodizada las reacciones electrolíticas combinadas con el campo eléctrico conducido por la difusión iónica de metal y oxígeno lleva a la formación de una lámina de óxido en la superficie anodizada. El tipo de óxido formado durante este proceso y sus propiedades se encuentra influenciado por el potencial anódico, la composición electrolítica, la temperatura y el uso de corriente durante el procedimiento, ácidos diluidos como el ácido sulfúrico, ácido fosfórico, ácido acético, etc, son comúnmente usados como los electrolitos para la anodización. (Alla, et al., 2011, p. 116).

El óxido de titanio está compuesto por tres estructuras cristalinas las cuales son la anatasa u octaedrita, rutilo y la brookita. La cristalinidad aumenta cuando el espesor de la capa de óxido ha sido incrementado. Se ha determinado que el

rutilo y la natasa son las estructuras más esenciales de la capa de óxido para la osteointegración de implantes. (Elias & Meirelles, 2010, p. 250).

Dependiendo de la distribución electrolítica, varios iones pueden ser unificados en la capa de óxido, tales como el fósforo, magnesio y calcio. Inmediatamente después de la colocación del implante, eventos moleculares iniciales de la fase de cicatrización y la osteointegración pueden ser acentuados por superficies anodizadas que contienen fósforo. Modificaciones en la composición química de la capa de óxido de titanio con la incorporación de magnesio, calcio o fósforo lleva a valores elevados de torque de remoción. (Fouziya, et al., 2016, p. 217).

La técnica de anodización ha mostrado que es capaz de incrementar la microtextura de la superficie y también cambiar la química de dicha superficie. La combinación de anodización potencioestática o galvanostática del titanio y ácidos potentes en densidad de corriente alta, da como resultado una capa de óxido de mayor espesor. Las superficies anodizadas interfieren de manera positiva en la respuesta ósea con valores mayores en estudios biomecánicos e histomorfométricos cuando son comparados con superficies mecanizadas. (Novaes, et al., 2010, p. 477).

3.1.1.5 Grabado láser y oxidación con microarco

La técnica de grabado láser es relativamente nueva, esta podría tener la capacidad de proveer una capa oxidativa mientras controla la rugosidad de la superficie. Se ha podido determinar que este método es el menos contaminante en comparación con otros métodos más utilizados para modificar la superficie como el grabado ácido, el arenado, etc. Este proceso consiste en primeramente realizar un pretratamiento ultrasónico seguido por el grabado láser propiamente dicho. Posteriormente al grabado, el implante es procesado en una solución electrolítica que contiene glicerofosfato de sodio pentahidratado y acetato de

sodio monohidratado por quince segundos. Esto inducirá a la oxidación con microarco del implante que muestra una rugosidad de superficie más óptima que la oxidación anodizada convencional. La rugosidad, el tamaño de la porosidad, y el espesor de esta capa puede ser modulada mediante su relación directa con el voltaje utilizado. (Wirth, et al., 2017, p. 88).

3.1.2 Métodos Aditivos

Estos métodos consisten en agregar otros materiales a la superficie del implante dental, ya sea de manera superficial o integrada, se categorizan en revestimientos y técnicas de impregnación respectivamente. La impregnación implica que el material o el agente químico está totalmente integrado en el núcleo de titanio, como pueden ser los cristales de fosfato de calcio en la capa de óxido de titanio, o la incorporación de iones de flúor a la superficie. Por otro lado, los revestimientos consisten en adicionar material o agentes de distintos espesores exteriormente a la superficie del implante de titanio. (Jemat, et al., 2015, p. 2).

3.1.2.1 Revestimientos cerámicos

3.1.2.1.1 Spray de plasma

Este método es uno de los métodos más utilizados, y consiste en la utilización de limaduras o polvos de diferentes sustancias. La retención de este revestimiento como por ejemplo titanio o fosfato de calcio, son sometidas a altas temperaturas y posteriormente son proyectadas en superficies rugosas del implante para formar revestimientos de entre 30um a 50um de espesor. Esta técnica otorga una superficie rugosa de 7um e incrementa el área de la superficie hasta seis veces más que el área de superficie inicial. (Gaviria, et al., 2014, p. 55).

El spray de plasma ofrece la ventaja de un revestimiento delgado y homogéneo. Este ha sido capaz de superar el mayor interés en combinación con técnicas de

grabado ácido y probablemente es la técnica de revestimiento más selecta hoy en día. La retención de este revestimiento se apoya en un engranaje mecánico; por lo tanto, el método de spray de plasma es usualmente precedido de una modificación ya sea de granallado o de grabado. El método sustractivo de elección para preceder a este proceso es el grabado ácido dual. (Wirth, et al., 2017, p. 89).

A pesar de que el espesor del revestimiento depende del tamaño de las partículas, la velocidad y el tiempo del impacto, la temperatura, y la distancia de la punta de la boquilla al área de superficie del implante, normalmente varía de 10 a 40um para el titanio y de 50 a 70um para la hidroxiapatita, mejorando el proceso de osteointegración en comparación con los implantes sin revestimientos. Sin embargo, estudios han demostrado que estos revestimientos podrían ser parcialmente disueltos después de largos periodos de tiempo. (Gaviria, et al., 2014, p. 55).

3.1.2.1.2 Recubrimiento sol-gel y recubrimiento por inmersión

Este método consiste en calentar el revestimiento a una temperatura de 800-900 para derretir el vidrio portador para de esta manera el mismo se adhiera al sustrato metálico. Posteriormente el implante es colocado en esta solución y es retirado a una velocidad establecida. Finalmente, este es sinterizado para formar un revestimiento más denso. (Wirth, et al., 2017, p. 89).

3.1.2.1.3 Proceso Electrolítico

La electroforesis y la disposición de electrolitos son dos procesos los cuales depositan hidroxiapatita mediante un baño químico adecuado. Los materiales con superficie porosas pueden ser revestidos uniformemente y la composición original de la cerámica se puede mantener. (Garg, Bedi, & Garg, 2012, p. 322).

En este proceso, el implante de titanio es colocado en una solución que se encuentra en una celda galvánica. La solución antes mencionada contiene nanopartículas de revestimiento en una mezcla de ácido fosfórico y nitrato de calcio con una proporción molar de Ca:P de 1.67 en la presencia de una fase líquida cristalina incluyendo surfactantes, agua, y solventes orgánicos insolubles en agua. Esta fase actúa como una plantilla, obstaculizando la deposición y limitando el tamaño de las partículas a 5nm, permitiendo un revestimiento distribuido de manera homogénea. Los surfactantes son consumidos a 550 por cinco minutos en una atmósfera de nitrógeno, dando como resultado una capa delgada de hidroxiapatita. (Wirth, et al., 2017, p. 89).

3.1.2.2 Superficie modificada con flúor

Se ha determinado que la hidrofiliidad superficial incrementa cuando dicha superficie es tratada con soluciones de flúor que contengan ácidos. Esto produce una osteointegración con un periodo de cicatrización menor, así como también un anclaje óseo más firme cuando es comparado con implantes no modificados. Se entiende que esto se debe a la formación de hidroxiapatita fluorada y fluorapatita en el tejido. (Wirth, et al., 2017, p. 89).

Los implantes de titanio han demostrado ser considerablemente sensibles a los iones flúor, y a su vez forma TiF_4 (fluoruro de titanio), al ser tratado con soluciones de flúor. Este proceso en el titanio intensifica la osteointegración y eleva la diferenciación osteoblástica. También mediante estudios se determinó que las superficies rugosas expuestas a un tratamiento de iones de flúor poseen mayor fuerza de expulsión, así como también un avance significativo en el torque de remoción. (Fouziya, et al., 2016, p. 217).

3.1.3 Otros

3.1.3.1 Deposición cristalina discreta (DCD)

Partículas de fosfato de calcio de 20-100 nm son depositadas en una superficie grabado con ácido dual mediante la técnica de sol-gel. Se ha reportado una mayor fuerza de adhesión a la superficie del implante dental mediante el uso de partículas de fosfato de calcio, las cuales representan el 50% de la superficie después de ser revestida. Se especula que este proceso reduce la incidencia de periimplantitis debido a una menor adhesión bacteriana cuando se lo compara con implantes modificados con SLA (granallado y grabado ácido). (Wirth, et al., 2017, p. 90).

3.1.3.2 Ablación láser

Este método se encuentra enfocado en la mejoría de la integración del implante dental en el tejido circundante. Por lo tanto, las técnicas de fabricación a nanoescala de las superficies han sido transferidas al cuello del implante. Estos implantes son procesados mediante una fase láser de micromecanizado para generar microcanales con patrones de micro y nanoescala. (Smeets, et al., 2016, p. 6).

3.1.3.3 Fotofuncionalización

En lo que se refiere a la fotofuncionalización, el implante dental experimenta un tratamiento UV el cual altera al dióxido de titanio en la superficie. Se piensa que incrementa la bioactividad y la osteointegración, promoviendo la interacción de las células y proteínas a nivel molecular, es decir mejora la osteoconductividad. (Wirth, et al., 2017, p. 91).

El tratamiento UV reduce el grado de hidrocarburo en la superficie e incrementa la energía y humectación de la superficie. Ha sido sugerido que la luz UV aumenta el nivel de absorción proteica y la adhesión celular a la superficie de

titanio y además se ha demostrado que restaura la bioactividad causada por la degradación vinculada con la edad. (Smeets, et al., 2016, p. 9).

3.1.3.4 Recubrimientos de proteínas de la matriz extracelular

La modificación del material para que interactúe selectivamente con un tipo de célula específico mediante eventos de reconocimiento biomoleculares, es un tema que la ingeniería celular busca. Generalmente, los péptidos que contienen dominio de unión celular que se localizan en las proteínas de la matriz extracelular son inmovilizados en el material para promover la adhesión celular mediante la interacción ligando-receptor. Las integrinas son un ejemplo de receptores de adhesión celular que se unen a secuencias de aminoácidos específicas, como el péptido RGD el cual es encontrado en el colágeno tipo I, fibronectina, osteopontina y en la sialoproteína ósea. (Novaes, et al., 2010, p. 478).

Se dice que, al recubrir el implante dental con proteínas de la matriz extracelular, estas podrían actuar como guías para la migración de células osteoprogenitoras hacia la superficie del implante mediante la acción de las integrinas en la superficie de las células y el RGD. (Wirth, et al., 2017, p. 91).

3.1.3.5 Recubrimientos de péptidos

Los péptidos son moléculas compuestas por secuencias cortas de aminoácidos, estos se asemejan a fragmentos de proteínas más largas. Los péptidos que particularmente facilitan la adhesión celular en la osteointegración o que producen efectos antibacteriales han sido empleados para crear implantes dentales novedosos. El péptido RGD actúa como lugar de unión para los receptores de integrina en la adhesión y migración de células osteogénicas. (Smeets, et al., 2016, p. 11).

El fracaso a largo plazo de los implantes dentales es atribuido a la periimplantitis. En la actualidad están siendo investigadas innovaciones en revestimientos antibacterianos con métodos de recubrimiento con péptidos. Específicamente el péptido GL13K, el cual es un derivado de una proteína de defensa encontrada en la saliva y es compatible con el titanio in vitro. Sin embargo, esta técnica de modificación de la superficie requiere mayores investigaciones antes de que se convierta en una realidad clínica. (Wirth, et al., 2017, p. 92).

3.1.3.6 Revestimientos de compuesto orgánicos

Los revestimientos de hidroxiapatita (HA) han sido usados exitosamente como un sistema local de suministro de medicamentos. Las estatinas por su parte inhiben la enzima HMG-CoA reductasa y son prescritas en casos de dislipidemia. Cuando son incorporadas a la superficie del implante dental, se las responsabiliza de desencadenar la liberación de BMPs (proteínas morfogenéticas del hueso), con lo que promueven la osteointegración. (Smeets, et al., 2016, p. 11).

Se ha registrado mediante ciertas investigaciones en animales que las superficies de implantes dentales cargadas con bifosfonatos han tenido la capacidad de provocar una mejoría en la osteointegración. Con la incorporación de medicamentos inhibidores de la resorción, se obtendrá un aumento en la densidad ósea alrededor del implante. (Fouziya, et al., 2016, p. 218).

3.1.3.7 Revestimientos de anticuerpo antiesclerostina

La progresión de la osteogénesis inicia con la formación de hueso reticular el cual es transformado en hueso trabeculado. Una serie de moléculas mensajeras modula la interacción de osteoblastos y osteoclastos: la esclerostina, es una molécula mensajera secretada por los osteocitos para inhibir la osteogénesis mediante el bloqueo de la formación osteoblástica de hueso, produciendo una

reacción negativa para controlar la progresión de la osteogénesis, actuando como un antagonista morfogénético óseo. La administración de anticuerpos que bloquean la esclerostina pueden mejorar el anclaje de los implantes dentales al hueso en pacientes con osteoporosis o con calidad de hueso pobre. (Wirth, et al., 2017, p. 92).

3.1.3.8 Revestimientos nanotecnológicos

Los métodos basados en la nanotecnología consisten en modificaciones de la rugosidad de la superficie del implante dental a nivel de nanoescala para promover la absorción de proteínas y también la adhesión celular, para esta técnica se utiliza el revestimiento de fosfato de calcio biomimético, y la incorporación de factores de crecimiento para acelerar el proceso de cicatrización ósea. (Gaviria, et al., 2014, p. 57, 58).

4 CAPÍTULO IV. OBJETIVOS

4.1 Objetivo general

Realizar una revisión sobre bibliografía actualizada acerca de los métodos empleados para mejorar la osteointegración de implantes dentales.

4.2 Objetivos específicos

- Identificar qué métodos existen para mejorar la osteointegración.
- Describir en qué consiste cada método.

4.3 Hipótesis

No aplica

5 CAPÍTULO V. MATERIALES Y MÉTODOS

5.1 Tipo de estudio

Revisión de la literatura

5.2 Universo y muestra

5.2.1 Universo

Artículos Científicos encontrados en las bibliotecas virtuales como: PUBMED, MEDLINE, EBSCO HOST, CLINICAL KEY, NCBI, biblioteca virtual Carlos Larreaátegui Mendieta, Scielo sobre los métodos para mejorar la oseointegración de implantes dentales de los últimos diez años (70 artículos científicos en total).

5.2.2 Muestra

Grupo de 42 artículos científicos seleccionados mediante los criterios de inclusión y exclusión.

5.2.2.1 Criterios de inclusión

- Referencia con aporte científico significativo.
- Referencia que aporte con conocimiento basado en evidencia.
- Referencia con antigüedad menor a 10 años.
- Referencias que aporten con modificaciones de la superficie del implante.

5.2.2.2 Criterios de exclusión

- Referencias sin aporte significativo para este estudio.
- Artículos que sean de más de 10 años de antigüedad serán excluidos.
- Artículos que no se encuentren indexados.

6 CAPÍTULO VI. DESCRIPCIÓN DEL MÉTODO

La presente revisión bibliográfica se realizó mediante la búsqueda de referencias mediante el uso de base de datos PUBMED, MEDLINE, EBSCO HOST, CLINICAL KEY, NCBI, biblioteca virtual Carlos Larreátegui Mendieta, Scielo; sobre los métodos para mejorar la osteointegración de implantes dentales. Creación de registros que recopilen la información de la Referencia a utilizarse en este estudio, la cual ha sido seleccionada mediante los criterios de inclusión y exclusión. Análisis de la información recopilada de cada fuente, descripción de cada método para mejorar la osteointegración encontrados. Discusión. Exposición de conclusiones.

7 CAPÍTULO VII. DISCUSIÓN

La osteointegración como tal no se encuentra relacionada a una superficie con ciertas características específicas, debido a que un gran número de distintas superficies logran osteointegrarse. Sin embargo, la respuesta ósea mayor o menor está vinculada directamente con los fenómenos que ocurren en la superficie del implante dental. La interfase hueso-implante puede ser controlada por la selección y modificación del biomaterial del que es hecho. Esto incluye métodos para modificar la morfología, biomecánica y fisicoquímica de la superficie del implante. (Garg, et al., 2012, p. 319).

Mediante la realización de este escrito se pudo determinar de manera clara que actualmente existen abundantes maneras de modificar la superficie de los implantes dentales de titanio. Se resolvió también que cada modificación posee ventajas y desventajas, y que su aplicación dependerá de lo que se desee lograr específicamente en la fabricación del implante. De la misma manera existen varios métodos que están siendo evaluados para su posible uso en seres humanos. Es de esperarse que se desarrollen más conjuntamente con los avances tecnológicos.

En el estudio publicado en 2013, sobre la influencia del grabado ácido posterior al granallado en la osteointegración de implantes dentales de titanio: estudios in vivo e in vitro, se pudo concluir que mediante el uso de la técnica de granallado la rugosidad de la superficie del implante dental que se obtenía era mejor en comparación con la superficie mecanizada y con la superficie solamente tratada con grabado ácido. Las superficies expuestas al tratamiento de granallado también presentaron mejor adhesión celular, así como también se determinó que de alguna manera este proceso favoreció a la respuesta osteoblástica cuando la superficie presenta una rugosidad adecuada. (Herrero, et al., 2013, p. 2051, 2052).

En 2014 se publica un estudio acerca de la evaluación mecánica del tratamiento de superficies de implantes dentales con granallado. En esta publicación se llegó a concluir que el proceso de granallado puede transformarse de ser un tratamiento beneficioso a un perjudicial si se lleva a cabo de manera descontrolada. Se detectó un desgarro del titanio o de sus aleaciones posterior al tratamiento de granallado, lo cual aumenta de manera severa conjuntamente con la velocidad de las partículas. Por lo que se recomienda considerar el factor de la velocidad de las partículas ya que este posee una distribución estadística inherente. (Shemtov, Rittel, & Dorogoy, 2014, p. 19).

En el estudio difundido en 2012 referente a la evaluación clínica prospectiva de 273 implantes dentales modificados con grabado ácido: resultados de 1-5 años, se obtuvieron resultados en los cuales se determina que los procedimientos realizados con implantes de superficies tratadas con esta técnica son seguros y exitosos. Determinando así una sustancial aposición de nuevo tejido óseo y valores altos de contacto hueso-implante, sin importar el protocolo de carga que se haya utilizado. (Franco, et al., 2012, p. 7, 8).

La investigación antes mencionada sobre la influencia del grabado ácido posterior al granallado en la osteointegración de implantes dentales de titanio: estudios in vivo e in vitro, obtuvo resultados en los cuales se determina que las superficies tratadas con grabado ácido presentaron valores de rugosidad remarcablemente mayores a las superficies maquinadas. Sin embargo, este método no mejoró la adhesión osteoblástica en relación a las superficies maquinadas. (Herrero, et al., 2013, p. 2051, 2052).

Mangano, et al., en su estudio en 2016, que consistió en el estudio de la respuesta ósea temprana en implantes maquinados e implantes tratados con grabado ácido doble colocados en la maxila posterior, concluyeron que la

superficie DAE favorece a la cicatrización perimplantaria temprana cuando se compara con la superficie maquinada. También esta publicación menciona un estudio realizado en humanos tanto histológico como histomorfométrico en el cual los autores dedujeron que en calidades de hueso pobres las superficies tratadas con grabado ácido doble pueden garantizar una cicatrización del hueso más rápida en comparación a implantes maquinados. (Mangano, et al., 2016, p. 5).

En el artículo titulado modificaciones de la superficie de implantes dentales, publicado en el año 2017, indica que un estudio realizado por Gobbato et al, en 2012, evaluó el desempeño de implantes dentales SLA (granallados y grabados con ácido) con carga temprana (6 semanas). Los resultados del análisis determinaron que el uso del método SLA produjo tasas de éxito notablemente altas, con una resistencia al torque de remoción cuatro de veces mayor, histomorfometría superior, y respuesta ósea considerable comparados con implantes torneados. (Wirth, et al., 2017, p. 87).

Herrero, et al., mediante sus análisis determinaron que las superficies expuestas al proceso de granallado y grabado ácido conjuntamente presenta una mayor adhesión de células en relación a las superficies solamente granalladas, con una diferencia de 15%. También obtuvieron como resultado de que ninguno de los implantes dentales tratados mediante esta técnica fracasó, en comparación con los tratados mediante grabado ácido, maquinados y granallados. Sin embargo, se pudo observar que no hubo diferencia significativa entre los implantes SLA y los granallados en lo que se refiere al porcentaje de contacto directo hueso-implante. (Herrero, et al., 2013, p. 2052).

En el artículo sobre la modificación de los implantes dentales, publicado en 2017, menciona un estudio hecho en animales el cual concluyó que la superficie

anodizada tuvo una biocompatibilidad similar a los implantes revestidos con hidroxiapatita. También indica que al ser comparados con el método SLA, la oxidación anódica mostró una osteointegración más débil. La rugosidad de la superficie modificada con SLA puede ser controlada para alcanzar una rugosidad óptima. Sin embargo, estudios demostraron que la evaluación de resistencia al torque de remoción y mediciones histomorfométricas, son similares tanto para la anodización como para la técnica SLA. (Wirth, et al., 2017, p. 88).

La investigación realizada en 2012, acerca de las modificaciones de la superficie del implante, plantea que los implantes que son modificados con grabado láser y oxidación con microarco muestran un incremento en la respuesta ósea, así como también en el contacto celular, en la expansión y remoción del torque en comparación con implantes torneados. Asimismo, alude que los implantes de titanio tratados con esta técnica han reducido la contaminación de la superficie y que estudios experimentales han revelado un incremento torque de remoción al utilizar este método, en relación con implantes torneados. (Garg, et al., 2012, p. 321).

En lo que se refiere a los recubrimientos con cerámica, la reseña publicada en 2014 acerca de las tendencias actuales en implantes dentales, cita que estudios sobre el rociado con plasma han mostrado que estos revestimientos pueden ser disueltos parcialmente después de largos periodos de uso. La resorción de estos podría causar pérdida de integridad mecánica y reacciones biológicas adversas como periimplantitis. También alude que este método incrementa la fijación mecánica del implante in vivo. Sin embargo, uno de los autores mencionados concluyó que los implantes dentales rociados con hidroxiapatita y titanio eran solos beneficiosos en el periodo inicial de cicatrización. (Gaviria, et al., 2014, p. 55).

Pachauri, et al., en su publicación titulada técnicas para modificaciones de la nanosuperficie de implantes dentales, mencionan un estudio en el que se concluye que las nanopartículas representan un impacto positivo en la viabilidad osteoblástica y su proliferación. Asimismo, menciona un estudio realizado en el que se agregaron nanopartículas a la superficie tratada con grabado ácido dual, lo cual resultó en una cicatrización ósea temprana y una mejoría en el entrelazado mecánico con el hueso. Dedujeron que el proceso sol-gel incrementa las propiedades de la superficie del implante mediante la modificación a nanoescala. Por lo que concluyeron que el alta fuerza de adhesión entre la superficie y el revestimiento a nanoescala se debe a la alta densidad de electrones a nivel atómico. (Pachauri, Rao, & Sangur, 2014, p. 500-502).

En el artículo publicado en 2012, sobre las modificaciones de la superficie del implante, los autores anuncian que basados tanto en datos biomecánicos e histomorfométricos, los implantes modificados con flúor demostraron un anclaje al hueso más firme en comparación con superficies de implantes sin modificar, durante un tiempo de cicatrización corto. También se indicó que, en un estudio, las superficies modificadas mediante grabado ácido o arenado (granallado) mostraron una carga funcional exitosa con los implantes hidrofílicos tan pronto como tres semanas. (Garg, et al., 2012, p. 320).

Smeets, et al., en 2016, mediante su artículo de revisión con respecto al impacto de las modificaciones de la superficie de los implantes dentales en la osteointegración, indica que en estudios en animales aplicando el método de deposición cristalina discreta se obtuvieron resultados en los que osteoconducción mejoró, también las propiedades mecánicas del implante dental incrementaron y el contacto hueso- implante aumentó. En estudios humanos determinaron que la tasa de supervivencia de implantes modificados

mediante esta técnica fue significativamente alta sobrepasando el 90%. (Smeets, et al., 2016, p. 5).

La publicación referente a la modificación de implantes dentales difundido en 2017, cita un estudio realizado acerca de la ablación con láser en comparación con implantes con cuello maquinado. Lo que determinaron mediante esta investigación es que se encontró un desarrollo de tejido conectivo significativo alrededor del cuello del implante dental expuesto a ablación láser, lo que se relaciona con un beneficio en la adhesión del tejido blando y la preservación de hueso crestal. (Wirth, et al., 2017, p. 90, 91).

Smeets et al, también mencionan investigaciones hechas tanto en animales como en seres humanos, sobre el método de fotofuncionalización de la superficie del implante dental. Pudieron concluir mediante los datos disponibles que, mediante la técnica de tratamiento UV se restaura e incluso se produce una mejoría de la bioactividad de los implantes de titanio, con lo que se aumenta el grado de formación de tejido óseo particularmente en fases iniciales de osteointegración. (Smeets, et al., 2016, p. 9, 10).

Wirth, et al., cita sobre el revestimiento de proteína de la matriz extracelular que un estudio en perros reportó el incremento en el volumen óseo y la mineralización de implantes recubiertos con colágeno tipo II en comparación con implantes sin recubrimiento. Sin embargo, también concluyeron que existe poca evidencia clínica por lo que se requiere mayores estudios sobre esta técnica. (Wirth, et al., 2017, p. 91).

En varios estudios tanto en animales como en seres humanos demostraron que el uso de bifosfonatos, medicamentos utilizados para tratar la osteoporosis, ha mejorado en aproximadamente un 82% la osteointegración de implantes

dentales, estos medicamentos han sido aplicados simultáneamente con la utilización de colágeno, fosfato de calcio, entre otros. A pesar de estos resultados, se ha determinado que se requiere de mayores estudios respecto a esta técnica para concluir qué revestimiento es el ideal para la mejoría de la integración de implantes dentales. (Najeeb, et al., 2017).

Métodos tales como los revestimientos con péptidos, el recubrimiento con anticuerpos antiesclerostina y los revestimientos mediante nanotecnología, son técnicas relativamente nuevas, por lo que es necesaria la realización de mayores estudios tanto in vivo como in vitro para que puedan convertirse en una realidad clínica y sean aplicables en seres humanos.

8 CAPÍTULO VIII. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

8.1 Conclusiones

Se concluyó que existen abundantes técnicas para modificar la superficie del implante dental, las cuales cambian ya sea su topografía como también pueden ser agregadas a su superficie para mejorar la osteointegración.

Además, varios de estos métodos pueden ser utilizados de manera simultánea para incrementar las posibilidades de éxito del implante.

Cada uno de los procesos para modificar la superficie debe ser controlado de manera meticulosa para no causar modificaciones desfavorables para la osteointegración.

Actualmente se han desarrollado métodos los cuales pueden resultar beneficiosos en condiciones óseas desfavorables tales como la osteoporosis.

Se pudo determinar a través de esta revisión realizada que, los métodos más comunes para obtener una superficie rugosa adecuada son el granallado y el grabado ácido dual.

Se evidenció que el rociado con plasma de hidroxiapatita es el recubrimiento que actualmente se utiliza más, aunque en el futuro esto podría variar debido al desarrollo e investigación de recubrimientos potencialmente novedosos.

Finalmente, se concluye mediante la revisión de la literatura realizada que las superficies maquinadas en comparación con cualquier otra superficie que ha sido modificada mediante distintos métodos como los expuestos en este documento, poseen propiedades menos favorables para la osteointegración del implante dental.

8.2 Recomendaciones

Debido a que existen abundantes técnicas para modificar la superficie del implante dental, es necesario que el profesional tenga el suficiente conocimiento

sobre los mismos para tomar decisiones acertadas en la elección del tipo de implante según las circunstancias del paciente.

Es necesario un control adecuado de cada proceso de modificación del implante para posteriormente se puedan obtener resultados favorables en la osteointegración.

REFERENCIAS

- Abraham, C. (2014). A Brief Historical Perspective on Dental Implants, Their Surface Coatings and Treatments. *The Open Journal of Dentistry*, 8(1), 50- 55. doi:10.2174/1874210601408010050
- Alla, R., Ginjupalli, K., Upadhya, N., Shamma, M., Ravi, R., & Sekhar, R. (2011). Surface Roughness of Implants: A Review. *Trends in Biomaterials and Artificial Organs*, 25(3), 112-118. Recuperado el Noviembre 27 de 2018, de <http://medind.nic.in/taa/t11/i3/taat11i3p112.pdf>
- American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons. (Agosto de 2017). AAOMS Clinical Practice Guidelines for Oral and Maxillofacial Surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 75(8), 75-93.
- Busenlechner, D., Fürhauser, R., Haas, R., Watzek, G., Mailath, G., & Pommer, B. (2014). Long-Term Implant Success at the Academy for Oral Implantology: 8-Year Follow-up and Risk Factor Analysis. *Journal of Periodontal & Implant Science*, 44(3), 102-108. doi:10.5051/jpis.2014.44.3.102
- Buser, D., Sennerby, L., & De Bryun, H. (Febrero de 2017). Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontology 2000*, 73, 7-21. doi:10.1111/prd.12185
- Byrne, G. (2014). *Fundamentals of Implant Dentistry* (1ed.). Estados Unidos, Ames: Wiley & Sons.
- Da Silva, A., dos Santos, P., Marquesí, A., Pereira, T., Margonar, R., & de Souza, A. (2016). Some Aspects of Bone Remodeling Around Dental Implants. *Revist Clínica de Periodoncia, Implantología y Rehabilitación Oral*, 1-9. doi:10.1016/j.piro.2015.12.001
- Dahiya, V., Shukla, P., & Gupta, S. (2014). Surface Topography of Dental Implants: A Review. *Journal of Dental Implants*, 4(1), 66-71. doi:10.4103/0974-6781.131009

- Elias, C. (Agosto de 2011). Factors Affecting the Success of Dental Implants. En I. Prof. Turkeyilmaz (Ed.), *Implant Dentistry - A Rapidly Evolving Practice*. 1, 319-364. doi:10.5772/18746.
- Elias, C., & Meirelles, L. (2010). Improving Osseointegration of Dental Implants. *Expert Review of Medical Devices*, 7(2), 241-256. doi:10.1586/ERD.09.74
- Fouziya, B., Uthappa, M., Amara, D., Tom, N., Byrappa, S., & Sunny, K. (2016). Surface Modifications of Titanium Implants - The New, The Old, and The Never Heard Options. *Journal of Advanced Clinical & Research Insights*, 3(6), 215-219. doi:10.15713/ins.jcri.142
- Franco, M., Mangano, F., Mangano, A., Pigato, A., Rapani, M., Luongo, G., & Mangano, C. (2012). Prospective Clinical Evaluation of 273 Modified Acid- Etched Dental Implants: 1- to 5- Year Results. *Journal of Osseointegration*, 1(4), 3-8. Recuperado el 25 de Noviembre de 2018, de <http://leaderimplants.gr/files/Implus-ScientificResearch.pdf>
- Garg, H., Bedi, G., & Garg, A. (2012). Implant Surface Modifications: A Review. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 6(2), 319-324. Obtenido de <https://www.jcdr.net/articles/pdf/1937/45-%203642.A.pdf>
- Gaviria, L., Salcido, J., Guda, T., & Ong, J. (2014). Current Trends in Dental Implants. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 40(2), 50-60. doi:10.5125/jkaoms.2014.40.2.50
- Gil, J. (2018). *Avances Tecnológicos en Implantología Oral: Hacia los Implantantes Inteligentes*. España: Real Academia Europea de Doctores.
- Guercio, E., & Dinatale, E. (2009). Consideraciones Estructurales y Biológicas en la Oseointegración - Revisión de la Literatura. *Acta Odontológica Venezolana*, 47(1). Recuperado el 10 de Abril de 2018, de <https://www.actaodontologica.com/ediciones/2009/1/art-28/>
- Hamdan S., A. (9 de Enero de 2018). Methods to Improve

Osseointegration of Dental Implants in Low Quality (Type-IV) Bone: An Overview. *Journal of Functional Biomaterials*, 9. doi:10.3390/jfb9010007

Herrero, M., Lázaro, P., Ríos, J., Lluch, S., Márques, M., & Guillem, J. (2013).

Influence of Acid-Etching After Grit-Blasted on Osseointegration of Titanium Dental Implants: In Vitro and In Vivo Studies. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 24, 2047-2055. doi:10.1007/s10856-013-4935-0

Hupp, J. (2014). *Cirugía oral y maxilofacial contemporánea*, (6 ed.). 76-77.

España: Elsevier.

Jaypee - Highlights. (2011). *Implantología Fácil*. Panamá: Jaypee - Highlights Medical Publishers, Inc.

Jemat, A., Ghazali, M., Razali, M., & Otsuka, Y. (2015). Surface Modifications and Their Effects on Titanium Dental Implants. *BioMed Research International*, 1-11. doi:10.1155/2015/791725

Kuzyk, P., & Schemitsch, E. (2011). The Basic Science of Peri-implant Bone Healing. *Indian Journal of Orthopaedics*, 45(2), 108-115.

Mangano, F., Trabach, J., Awad, J., Mijiritsky, E., Iezzi, G., Piatelli, A., &

Mangano, C. (2016). Early Bone Response to Dual Acid-Etched and Machined Dental Implants Placed in the Posterior Maxilla: A Histological and Histomorphometric Human Study. *Implant Dentistry*, 26(1), 1-6. doi:10.1097/ID.0000000000000511

Mendoza, A., Valecillo, M., Cabrerizo, & Rosales, J. (2016). Topographic Characterisation of Dental Implants for Commercial Use. *Medicina Oral Patología Oral y Cirugía Bucal*, 21(5), 631-636. doi:10.4317/medoral.20333

Najeeb, S., Zafar, M., Khurshid, Z., Zohaib, S., Hasan, S., & Khan, R. (2017).

Bisphosphonate Releasing Dental Implant Surface Coatings and Osseointegration: A Systematic Review. *Journal of Taibah University*

Medical Sciences, 12(5), 369-375.

- Novaes, A., Souza, S., Barros, R., Pereira, K., Iezzi, G., & Piatelli, A. (2010). Influence of implant surfaces on osseointegration. *Brazilian Dental Journal*, 21(6), 471-481. doi:10.1590/S0103-64402010000600001
- Osman, R., & Swain, M. (2015). A Critical Review of Dental Implant Materials with an Emphasis on Titanium versus Zirconia. (A. Ruys, Ed.) *Materials*, 8(3), 932-958.
- Pachauri, P., Rao, L., & Sangur, R. (2014). Techniques for Dental Implant Nanosurface Modifications. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 6(6), 498-504. doi:10.4047/jap.2014.6.6.498
- Pal, T. K. (2015). Fundamentals and history of implant dentistry. *Journal of the Internaional Clinical Dental Research Organization*, 7, 6-12. doi:10.4103/2231-07540172933
- Patil, P., & Bhongade, M. (2016). Dental Implant Surface Modifications: A Review. *Journal of Dental and Medical Sciences*, 15(10), 132-141. doi:10.9790/0853-151003132141
- Ramazanoglu, M., & Oshida, Y. (2011). Osseointegration and Bioscience of Implant Surfaces - Current Concepts at Bone-Implant Interface. (I. Turkyilmaz, Ed.) *Implant Dentistry - A Rapidly Evolving Practice*, 57-82. doi:10.5772/16936
- Saini, M., Singh, Y., Arora, P., Arora, V., & Jain, K. (2015). Implant biomaterials: A comprehensive review. *World Journal of Clinical Cases*, 3(1), 52-57. doi:10.12998/wjcc.v3.i1.52
- Sartoreto, S., Alves, A., Resende, R., Maia, J., Granjeiro, J., & Calasans, M. (2015). Early Osseointegration Driven by the Surface Chemistry and Wettability of Dental Implants. *Journal of Applied Oral Science*, 33(3), 279- 287.
- Shemtov, K., Rittel, D., & Dorogoy, A. (2014). Mechanical Assessment of Grit Blasting Surface Treatments of Dental Implants. *Journal of the*

Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 39, 375-390.
doi:10.1016/j.jmbbm.2014.07.027

Smeets, R., Stadlinger, B., Schwarz, F., Beck-Broichsitter, B., Jung, O.,

Precht, C., Ebker, T. (2016). Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration. *BioMed Reserch International*, 2016, 1-16. doi:10.1155/2016/6285620

Thomas, T., Martin, A., & Lafage-Proust, H. (2011). Fisiología del Tejido

Óseo. *EMC - Podología*, 13(2).

Uzcátegui, G., Dávila, E., Brito, F., & Cerrolaza, M. (2015). Evaluación Biomédica de Implantes Dentales Sometidos a Cargas Oblicuas: Combinación de Varias Características Geométricas. *Informe Médico*, 58. Recuperado el 25 de Noviembre de 2018, de http://190.169.30.98/ojs/index.php/rev_im/article/view/9144/8967

Venegas, J. C., Landinez, N., & Garzón, D. (2009). Generalidades de la interfase hueso-implante dental. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*, 28(3), 130-146. Recuperado el 2 de Noviembre de 2018, de http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0864-03002009000300011

Venegas, J. C., Landinez, N., & Garzón, D. (2010). *Mecanobiología de la interfase hueso-implante dental*. Recuperado el 6 de Noviembre de 2018, de http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0034-75072010000100003

Wally, Z., Van Grunsven, W., Claeysens, F., Goodall, R., & Reilly, G. (2015).

Porous Titanium for Dental Implant Applications. (M. Whittaker, & H. López, Edits.) *Metals*, 5(4), 1902-1920.

Wirth, J., Tahriri, M., Khoshroo, K., Rasoulianboroujeni, M., Dentino, R., &

Tayebi, L. (2017). Surface Modification of Dental Implants. *Biomaterials for Oral and Dental Tissue Engineering*, 85-96. doi:10.1016/B978-0-08-100961-1.00006-2

Yadav, P., Tahir, M., Shetty, P., Saini, V., & Prajapati, D. (2016). Implant Design and Stress Distribution. *International Journal of Oral Implantology and Clinical Research*, 7(2), 34-39. doi:10.5005/jp-journals-10012-1151

