



UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA

Colonización bacteriana de la interfase implante-pilar en implantes de conexión interna sometidos a carga dinámica con pilares personalizados.

Asterlis Buitrago Osuna

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de Odontología

Bogotá, Colombia

2015

Colonización bacteriana de la interfase implante-pilar en implantes de conexión interna sometidos a carga dinámica con pilares personalizados.

Asterlis Buitrago Osuna

Trabajo de investigación presentado como requisito parcial para optar al título de:
Especialista en Periodoncia

Director (a):

MS Odontología. Doctora Martha Lucia Sarmiento Delgado

Codirector (a):

MS Ciencias odontológicas. Doctor Carlos Alberto Serrano Mendez

Asesor (a):

Doctora Sandra Consuelo Henao Riveros

Línea de investigación:

Biomecánica

Grupo de investigación:

Biomecánica.

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de Odontología

Bogotá, Colombia

2015

A mis padres y mi hermana, quienes siempre manifestaron fe en mí y me alentaron a seguir adelante en medio de las dificultades de la vida. A Dios que se manifiesta en mi vida, dándome fuerzas para hacer lo imposible.

Agradecimientos

Agradezco enormemente a la Dra. Martha Lucia Sarmiento Delgado, Directora del trabajo, quien me apoyó, confió en mí y trabajó conmigo hombro a hombro para entregar lo mejor, nunca desfalleció y me incentivó a dar más.

A la Dra. Sandra Henao, docente de microbiología Facultad de Medicina y Odontología, por su tiempo y dedicación.

A la Dra. Lina Suárez Londoño, directora del Posgrado de Periodoncia de la Universidad Nacional de Colombia, por sus enseñanzas, su esfuerzo por hacernos mejores profesionales.

Resumen

La interfase implante pilar es un punto crítico, por su importancia desde el punto de vista biomecánico y biológico. Esta zona, da lugar a la formación de un espacio en cercanía a los tejidos peri implantares, en el cual se presenta colonización de microorganismos (bacteria y hongos), que migran de manera bidireccional a través de ella y que eventualmente pueden generar activación de mecanismos inmunológicos que pueden desencadenar pérdida ósea. Debido a lo anterior surge este trabajo, cuya finalidad es evaluar la colonización bacteriana en la interfase implante-pilar en implantes de conexión interna con pilares personalizados.

Materiales y métodos: Se estudiaron tres grupos cada uno con tres implantes de conexión interna hexagonal, con pilares en titanio prefabricados y personalizados, y pilares en zirconia personalizados, que fueron sometidos a carga dinámica in vitro. Se realizaron mediciones del tamaño de la interfase implante-pilar mediante microscopia electrónica de barrido (MEB), y se evaluó la filtración de bacterias, utilizando la bacteria *E.coli* y valorando la filtración de afuera hacia adentro mediante espectrofotometría.

Resultados: se encontró que todos los implantes permitieron la filtración de bacterias, no mostró correlación entre el tamaño de la interfase y la absorbancia.

Palabras clave: Carga bacteriana, implantes dentales, interfase implante- pilar, titanio, microbiología, CAD/CAM.

Abstract

The implant-abutment interface is a critical point, because of its relevance from the biomechanical and biologic point of view. This site favors the formation of a gap close to the peri-implant tissues, where there is a colonization by microorganisms (bacteria and fungi), that migrate bidirectionally across the gap and eventually induce activation of immunological mechanisms that can promote bone loss. The aim of this study is, evaluate the bacterial colonization of implant-abutment interface in implants with internal hex connection using personalized abutment.

Materials and methods: Three groups were studied, each on with three Implants with internal hex with prefabricated and personalized titanium abutments and personalized zirconia abutments. They were placed under in-vitro dynamic loading. The size of the implant-abutment gap was measured with scanning electron microscopy, and the bacteria filtration was evaluated using E. coli to measure the filtration outside- inside using spectrophotometry

Results: the bacterial filtration was found in all of implants evaluated. No positive correlation was found between the size of the interface and the absorbance.

Keywords: Bacterial load, dental implants, Dental Implant-Abutment Interface, titanium, microbiology, CAD-CAM.

Contenido

Contenido	Pág.
1. Generalidades	3
1.1 Justificación.....	3
1.2 Planteamiento del Problema	4
1.3 Pregunta de Investigación	6
1.4 Conceptos Generales.....	6
1.5 Objetivos	6
1.5.1 Objetivo general.....	6
1.5.2 Objetivo específico	6
1.6 Hipótesis	7
1.6.1 Hipótesis nula. Los pilares prefabricados presentan menor magnitud de la interfase implante –pilar y filtran menos.	7
1.6.2 Hipótesis alternativa. Los pilares personalizados presentan mayor magnitud de la interfase y mayor filtración bacteriana.....	7
2. Estado del Conocimiento	9
2.1 Partes del Implante	10
2.2 Tipos de Conexiones.....	10
2.3 Tipos de Pilares	13
2.4 Interfases en los sistemas de implantes	13
2.4.1 La Interfase Implante-Pilar	14
2.4.2 Colonización por Microorganismos	16
2.5 Espectrofotometría	19
2.5.1 Transmitancia y Absorbancia.....	19
3. Materiales y Métodos	21
3.1 Tipo de Investigación	21
3.2 Unidades Experimentales.....	22
3.2.1 Fabricación de pilares personalizados	22
3.3 Carga dinámica in vitro.....	23
3.4 Procedimiento para evaluar el tamaño de la interfase implante-pilar	23
3.5 Procedimiento para evaluar la filtración de bacterias en la interfase implante-pilar. 25	25
3.5.1 Preparación de la bacteria <i>E. coli</i>	25
3.5.2 Preparación del caldo contaminado	26
3.5.3 Introducción de muestras en el medio contaminado	26
3.5.4 Toma de la muestra.....	27
3.5.5 Evaluación de la absorbancia	28

4. Resultados	30
4.1 Tamaño de la interfase implante-pilar	30
4.2 Absorbancia.....	32
4.3 Absorbancia versus interfase	34
5. Discusión.....	35
6. Conclusiones y recomendaciones	37
6.1 Conclusiones	37
6.2 Recomendaciones	37
7. Bibliografía.....	45

Lista de figuras

	P
Figura 1 Partes del implante dental, Lindhe página 101.	10
Figura 2: a conexión externa hexagonal b. conexión externa hexagonal (microscopia electrónica de barrido) (26), (25).	11
Figura 3: a) conexión interna hexagonal b) vista transversal (26), Kim et al 2011 citado por (25)	48
Figura 4: conexión cónica a) como Morse b) cónica con tornillo de fijación Urdaneta and Marincola,16 2007, Nentwig,11 2004).	12
Figura 5: interfases formadas tras la colocación de un implante dental: a) interfase hueso-implante, b) interfase implante pilar, c) interfase pilar-tornillo de fijación.....	14
Figura 6: clasificación de la interfase implante pilar (30).....	15
Figura 7: Espectrofotómetro	20
Figura 8: pilares utilizados en el estudio a) Provide® b) Encode® Titanio c) Encode® Zirconia.	22
Figura 9: a) Dispositivo de carga cíclica señalando los diferentes componentes: PLC, FRL, actuador y mandril de fijación del implante. b) Vista ampliada del dispositivo, señalando el actuador y la celda de control de carga, así como un acercamiento del pistón del actuador con recubrimiento en zirconia.	23
Figura 10: imágenes de microscopia electrónica de barrido. Interfase implante-pilar ENCTI7: a) 50x b) 500x c) 3000x	24
Figura 11: activación de la bacteria <i>E. coli</i> . a) agar Muller b) agar sangre. Nótese las colonias de color uniforme.....	25
Figura 12: Caldo BHI contaminado: a) cámara de flujo laminar. b) tubos con medio contaminado, marcados según la codificación asignada. c) muestra en 25ml de caldo contaminado con <i>E. coli</i> . d) muestras en incubadora a 37°C.....	26
Figura 13: toma de la muestra, se introduce en tubo de ensayo con medio estéril. a) Tornillo de fijación b) micro brush posterior a la toma de la muestra. c) muestras en cultivo, incubadora a 37°C.....	27
Figura 14: muestra de elementos protésicos 24 horas después: a) tornillo de fijación ENCZI12 b) tornillo de fijación muestra PROTI 18. Nótese la diferencia en la turbidez del medio. C) Muestra de la plataforma PROTI18.	28
Figura 15: Espectrofotómetro: a) colocación del tubo. B) Longitud de onda y absorbancia	29

Lista de tablas

	Pág.
Tabla 2-1 Tabla de longitud de onda y absorbancia para medios amarillos.....	19
Tabla 3-1. Esquema de metodología utilizada en la investigación.....	21
Tabla 4-1. Tamaño de la interfase implante-pilar medido en micras.....	30
Tabla 4-2. Tabla ANOVA para Interfase por Tipo de Pilar.....	31
Tabla 4-3. Tabla de valores de absorbancia del medio de bacterias en los componentes protésicos y grupos control positivo y negativo.....	33

Lista de Gráficos

Gráfica 4-1. Gráfico de caja y bigotes para interfase por tipo de pilar.....	31
Gráfica 4-2. Gráfico caja y bigotes para interfase por grupos de pilares.....	32
Gráfica 4-3. Gráfica de absorbancia del medio de bacterias en los componentes protésicos.....	33
Gráfica 4-4. Gráfica combinada tamaño de la interfase y absorbancia del medio por tipo de pilar.....	34

Introducción

Los implantes dentales, se han utilizado por cerca de 45 años con éxito. En el mercado se ofrecen variedad de materiales y conexiones internas y externas que buscan mejorar las propiedades físicas y mecánicas de los sistemas de implantes.

Los sistemas de implantes se componen de un pilar, definido como el componente atornillado que va sobre el implante dental y que sirve para soportar y/o retener una prótesis, este puede ser prefabricado o personalizado, de acuerdo a su método de fabricación y el material en el que es elaborado: titanio, zirconia o alúmina; y por último, el tornillo de fijación que une el pilar al implante, puede estar elaborado en materiales como titanio o titanio recubierto en teflon, acero recubierto en oro.

Existen diferentes configuraciones de conexión, principalmente, internas y externas. Dentro de la interna se encuentra la hexagonal, octogonal, cónica y trilobular. La conexión interna hexagonal fue realizada con el fin de lograr mejorar la distribución de fuerzas y proteger el tornillo de fijación del exceso de carga y el potencial de micro filtración. Desde la introducción de la conexión interna en cono Morse, se lograron mejoras en cuanto a la habilidad para resistir fuerzas, micro movimiento y creación de una “soldadura en frío” producida cuando el ajuste se genera en valores de torque definidos(1).

Los diferentes componentes del sistema implante pilar dan origen a diferentes interfases enumeradas a continuación: a) implante-hueso, b) implante-tornillo de fijación, c) implante-pilar y d) pilar-tornillo de fijación.

Actualmente se encuentran disponibles en el mercado varios sistemas para la fabricación de pilares personalizado CAD/CAM: el sistema Procera (Nobel Biocare) cuenta con pilares fabricados en titanio, zirconia y alúmina; Atlantis de Astra Tech maneja titanio y zirconia, además de revestimientos en oro con el fin de dar acabados más estéticos, el pilar se diseña con un software CAD y una fresadora controlada por ordenador a partir de un bloque sólido de titanio; el sistema Encode (ARCHITECH PSR, Biomet 3i), es un sistema limitado a realizar

pilares solo 3i, al igual que el sistema CARES que ofrece fabricación solo para implantes Straumann, en zirconia y titanio(2).

La interfase entre el implante y el pilar, puede generar un espacio entre los componentes, además es una zona muy importante dado su comportamiento biomecánico, influenciado por el material del tornillo de fijación, la precarga y la presencia de desadaptaciones. El espacio que se genera, puede variar de tamaño, dependiendo del ajuste de las partes. Por este motivo, diversos estudios((3), (4), (5)) han evaluado el tamaño de esa interfase y su adaptación, en función de diferentes variables, como el tipo de conexión del sistema de implante, el material, la presencia o ausencia de carga dinámica, el método de fabricación del pilar y el torque en la precarga del tornillo de fijación. Además de la evaluación biomecánica, es de suma importancia su implicación biológica. La interfase implante-pilar, ha sido mencionada ampliamente como un factor que influencia la pérdida ósea peri-implantar, debido a que su configuración espacial, permite la filtración de fluidos y macromoléculas de forma bidireccional y permite la creación de un reservorio de microorganismos; a su vez, la posición de la interfase con respecto a la cresta ósea puede generar invasión del ancho biológico peri implantar. Las dos condiciones, terminan eventualmente en la generación de destrucción tisular.

La colonización bacteriana de las superficies implantares se produce 30 minutos después de terminada la cirugía (6), la presencia de la flora presente en el sistema de implantes, puede ser resultado de: 1) la contaminación durante la primera o segunda fase quirúrgica y 2) la transmisión de microorganismos desde el ambiente oral (7); este hecho es muy importante, dado que la presencia de factores retentivos o conformaciones espaciales que favorezcan dicha colonización, juegan un papel fundamental en la permanencia de microorganismos en cercanía a los tejidos peri implantares, y por ende, la generación de respuesta tisular; es en este punto donde la presencia de una interfase implante-pilar de mayor o menor tamaño, y en mayor o menor cercanía a la cresta ósea, cobra importancia a nivel biológico.

Diferentes autores han estudiado la micro filtración bacteriana en la interfase implante pilar, utilizando diversas variables, como: tipo de pilar (8), tipo de conexión(9)(7)(10), marca del implante, filtración de forma bi direccional, utilizando diversos microorganismos, entre ellos bacterias y hongos(9), productos bacterianos, como la endotoxina, sustancias como rodamina B y toluidina, y se han realizado en presencia o ausencia de carga dinámica in vitro, y diferentes valores de torque a la pre carga.

Estos estudios, muestran como la filtración bacteriana tiene un origen multifactorial. Dado el incremento acelerado en el uso de pilares personalizados realizados mediante técnicas de CAD/CAM, ofrecidos por las casas comerciales que producen los implantes y por otras compañías que poseen bibliotecas con la capacidad de manufacturar los pilares de acuerdo a las características de los implantes de las diversas casas comerciales, el objetivo de este estudio es evaluar la filtración bacteriana en la interfase implante-pilar de implantes con conexión interna en condiciones estáticas y dinámicas, con pilares personalizados.

1.Generalidades

1.1 Justificación

Desde la introducción de los implantes por Branemark en 1969 citado por (11), hasta hoy, se han realizado diversas modificaciones a éstos y a los pilares en la búsqueda de la mejor adaptación posible (12) . Esta adaptación es importante, dadas las condiciones físicas y biológicas que rodean la formación de un espacio en la interfase implante-pilar, espacio que propicia las condiciones para la colonización bacteriana, uno de los factores más importantes para la generación de pérdida ósea peri implantar. En los últimos años, se ha encontrado en el mercado, el uso de pilares implantares realizados con técnica CAD-CAM, llamados también, pilares personalizados. Para justificar el uso de estos pilares, éstos deberían ser capaces de igualar la adaptación de los pilares prefabricados o mejorarla, por ende, en diversos estudios (13) (14), se ha realizado la evaluación de las propiedades mecánicas de estos pilares en contraste con los prefabricados o pilares de stock, y se ha propuesto una diferencia en la adaptación marginal de los mismos, mostrando mejores resultados en la generada con pilares prefabricados. Hamilton *et al* en 2013(14), realizaron un estudio comparando el ajuste de pilares CAD-CAM con pilares pre fabricados, este estudio mostró en primera instancia que el tamaño de la brecha en la interfase implante-pilar varía entre 5-129 μm de acuerdo al tipo de pilar, encontró que el tamaño del espacio varió significativamente, mostrando los implantes con pilar CAD-CAM $48,7 \mu\text{m} \pm 6,0$, el pilar de titanio prefabricado $4 \mu\text{m} \pm 1,2$, también se comparó con el pilar en oro synOcta® (Straumann Standard Plus) , el cual mostro una brecha de $14.2 \mu\text{m}$. Adicional a ello, se conoce la colonización bacteriana de la interfase implante pilar, como uno de los factores principales, generadores de pérdida ósea peri implantar, que además se ve influenciado por las dimensiones y la conformación espacial de dicha interfase. Por este motivo, se han realizado diferentes estudios, con respecto a la filtración bacteriana en la interfase implante-pilar, bajo condiciones estáticas y dinámicas, y también han arrojado datos importantes en cuanto a las diferencias encontradas para cada tipo de conexión interna (15, 3, 16,17,18,19), pero aún se desconoce cómo puede comportarse dicha filtración de microorganismos comparando la utilización de

pilares personalizados elaborados por la misma casa comercial o por una casa fabricante diferente.

Dada la importancia clínica de la presencia de bacterias en cercanía a los tejidos peri implantares y el incremento gradual en el uso de este tipo de pilares, es importante además de conocer su comportamiento mecánico, cómo el uso de ellos puede modificar la filtración bacteriana a través de la interfase implante pilar, comparado con los pilares personalizados elaborados por la misma casa de implantes, que son hasta el momento los que han mostrado mejores resultados.

1.2 Planteamiento del Problema

Los componentes de implantes de dos piezas forman una interfase que da lugar a la formación de un espacio entre los mismos(3), la interfase ha sido relacionada ampliamente con la pérdida ósea peri implantar, en relación con la invasión del espacio biológico peri implantar(20) y con la susceptibilidad a ser colonizada por bacterias y por ende desencadenar una respuesta inmune que puede concluir en la generación de destrucción tisular. La colonización bacteriana se genera dentro de los 30 minutos después de realizar una cirugía(6), por este motivo, lograr adaptación y un selle hermético de la interfase ha sido uno de los principales objetivos, con el fin de disminuir las complicaciones a nivel mecánico y biológico.

Dentro de los factores que contribuyen a generar pérdida ósea se encuentran la técnica quirúrgica, posición del implante, los micro movimientos, la presencia de un espacio a nivel de la interfase y la colonización bacteriana(21); debido a la importancia de este hecho, diferentes estudios se han enfocado en el análisis del comportamiento de la interfase bajo condiciones estáticas y dinámicas(22,16,18), a nivel mecánico y biológico, comparando los diferentes tipos de conexiones existentes y comparando pilares cementados versus atornillados(15).

Volker *et al* 1997(23), realizaron un estudio con el fin de determinar si diferentes interfases pueden impedir la penetración microbiana según sus características, comparando 13 sistemas de implantes diferentes, donde encontraron que el valor de la media para la brecha fue de 5µm, como valor más alto 12 µm para Bonelit® con pilar Octa (Straumann®) y el valor más bajo para Astra (Dentsply®) y Bonelit con pilar cónico (Straumann®) con 2 µm de distancia, pero independiente de este valor una de sus grandes conclusiones fue que ninguna interfase protege de la filtración a pesar de lograr un buen ajuste de las partes. Koutouzis *et al*, realizaron una serie de tres estudios consecutivos, el primero en el año 2009 (22), donde se utilizó un modelo in vitro para conocer el riesgo potencial de invasión

por microorganismos en la interfase implante-pilar, comparando tres conexiones internas; concluyó que la conexión en cono morse (Ankilos Dentsply Friadent®) demostró mínima filtración y que las diferencias entre las conexiones si genera cambios importantes. Sugirieron el uso de carga dinámica, un año después (18), realizaron un estudio con esta modificación en el cual encontraron 1 de 14 implantes con cono morse presentó filtración y 12 de 14 cono interno con cuatro ranuras (Straumann®) la presentaron, concluyendo que diferentes conexiones afectan el riesgo potencial de filtración bajo carga dinámica y nuevamente la buena capacidad de selle de cono morse. En agosto del presente año publicaron un tercer estudio (16), este con el fin de evaluar el efecto de la carga dinámica en la colonización de microorganismos, donde exponen que la carga dinámica produce micro movimientos del complejo implante-pilar que introduce un efecto de bombeo, además, que la conexión de cono morse de 3° sin tornillo de fijación (Implante de un accesorio, 4.0 x 12 mm-pilar estándar 5.0 mm, Custom Dental Implants, Norwalk, WI) presenta mínima filtración, y sugieren realizar estudios evaluando filtración de endotoxinas.

De este modo diferentes variables físicas y biológicas han sido estudiadas y han arrojado datos importantes para la toma de decisiones clínicas. Es conocido que cada implante según su manufactura, trae consigo un pilar prefabricado. En los últimos años se ha popularizado la utilización de pilares personalizados o individualizados, realizados mediante técnicas de CAD-CAM y que han sido llamados en el medio europeo como pilares no originales cuando son fabricados por casas comerciales diferentes a quien produce el implante, a partir de este hecho, se han realizado diferentes estudios(13)(14) con el fin de evaluar la compatibilidad de componentes elaborados por diferentes fábricas, encontrando una diferencia con respecto a los pilares prefabricados, mostrando los últimos, mayor adaptación marginal (13), pero hasta el momento, no se ha evaluado si, la filtración bacteriana se comporta diferente de acuerdo a la casa fabricante, entendiendo los pilares originales, como aquellos elaborados por la misma casa fabricante del implante y como no-originales, aquellos elaborados por una casa fabricante que presta el servicio a todas o algunas marcas de implantes. Dado que en Colombia los implantes más utilizados son aquellos con conexión interna hexagonal, el objetivo de este estudio es comparar la filtración bacteriana a través de la interfase implante pilar, en condiciones estáticas y dinámicas, al utilizar pilares personalizados elaborados por dos diferentes casas comerciales.

1.3 Pregunta de Investigación

¿Cuáles son las diferencias en términos de filtración bacteriana en la interfase implante-pilar con conexión interna al comparar pilares personalizados en presencia de carga dinámica?

1.4 Conceptos Generales

1.4.1 Pilar: Componente atornillado que va sobre el implante dental y sirve para soportar y/o retener una prótesis.

1.4.2 Tornillo de fijación: Aditamento (tornillo) que une el pilar al implante.

1.4.3 Interfase implante/pilar: zona de unión entre el implante y el elemento protésico

1.4.4 CAD/CAM: Diseño asistido por computadora-manufactura asistida por computadora.

1.4.5 Espectrofotometría: técnica analítica que permite determinar la concentración de un compuesto en solución.

1.4.6 Absorbancia: cantidad de luz absorbida por un objeto o medio de cultivo.

1.5 Objetivos

1.5.1 Objetivo general

Comparar la filtración bacteriana en la interfase de implantes de conexión interna con pilares personalizados, en presencia de carga dinámica in vitro.

1.5.2 Objetivo específico

- Evaluar la filtración bacteriana a través de la interfase de implantes conexión interna con pilar personalizado, en un modelo dinámico in vitro.

1.6 Hipótesis

- 1.6.1** Hipótesis nula. Los pilares prefabricados presentan menor magnitud de la interfase implante –pilar y filtran menos.
- 1.6.2** Hipótesis alternativa. Los pilares personalizados presentan mayor magnitud de la interfase y mayor filtración bacteriana

2.Estado del Conocimiento

La sustitución de los dientes perdidos por análogos de las raíces integradas a los tejidos, se constituye hoy como uno de los mayores avances clínicos en el área de la odontología. Los implantes dentales, han sido utilizados con éxito por cerca de 45 años, alrededor del mundo, basados en el principio de la oseointegración, definida como una conexión directa estructural y funcional entre el hueso vivo, ordenado y la superficie de un implante sometido a carga funcional (Branemark Per-Ingvar). Por lo tanto, lograr la oseointegración, depende de las capacidades de cicatrización, reparación y remodelado de los tejidos.

Por otra parte, el establecimiento de los criterios de éxito en implantes, lleva a encontrar que el logro de la oseointegración, no constituye por sí misma un tratamiento exitoso, contrario a ello, se han desarrollado diferentes retos a nivel mecánico y estético, que han llevado al perfeccionamiento en la elaboración de los implantes y por ende también de los procedimientos clínicos.(24)

Para lograr el mantenimiento de la salud y la estética de los tejidos peri implantares, es necesaria una integración de tejidos blandos y duros; anatómicamente los tejidos blandos peri implantares se dividen en: epitelio oral queratinizado, que se continúa con el epitelio de unión, y el tejido conectivo, rico en fibras colágenas. El tejido blando anteriormente descrito, depende en su parte subyacente de un andamio de tejido duro, el hueso subyacente, el cual se encuentra en permanente remodelación, en condiciones de normalidad. Este equilibrio puede verse afectado, y tornarse en pérdida ósea peri implantar, influenciada por múltiples factores, dentro de los cuales encontramos: la técnica quirúrgica, la calidad del tejido blando peri implantar o la presencia o ausencia de tejido queratinizado (aunque este ítem ha sido ampliamente controvertido), posición del implante, la presencia de una interfase implante-pilar, presencia de microorganismos, el tipo de implante. (24)

Luego de lograr oseointegración, la conexión protésica elegida, será la responsable de estabilizar el elemento protésico. La longevidad del implante y el

tratamiento rehabilitador, se verá directamente afectado, por la estabilidad lograda a este nivel.(25)

Una de las desventajas encontradas al utilizar materiales como el titanio en la elaboración elementos trans mucosos, es el color que se transluce a través del tejido blando. La introducción de pilares cerámicos (zirconia), han mejorado este aspecto estético, que presenta gran relevancia, sobre todo en el sector anterior. Además de la variedad de materiales, se ha logrado establecer la importancia del diseño de la interfase implante pilar, desde el punto de vista biológico y mecánico. (24)

2.1 Partes del Implante

El cuerpo del implante se compone del módulo crestal, cuerpo y ápice.

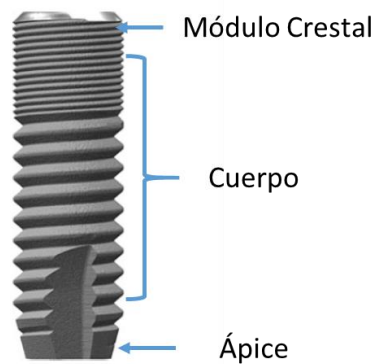


Figura 1 Partes del implante dental, Lindhe página 101.

El módulo de la cresta, es la porción diseñada para contener el componente protésico, en sistemas de implantes de dos piezas. La plataforma del implante es aquella sobre la cual descansa el pilar y cuya función es resistir cargas axiales, además en ella se encuentra un elemento anti rotacional que puede encontrarse sobre ella (conexión externa), o en el interior del cuerpo del implante (conexión interna).

2.2 Tipos de Conexiones

La conexión externa hexagonal ha demostrado tener ventajas como su mecanismo anti rotacional, recuperabilidad, y compatibilidad entre diferentes sistemas (25), sin embargo, también ha demostrado tener grandes desventajas como la presencia de micro movimientos, debido a la baja altura del hexágono,

aflojamiento o fractura del tornillo de fijación, una baja resistencia a la rotación y movimientos laterales y un mayor espacio en la interfase implante-pilar, que puede conducir a la presencia de pérdida ósea.(25) Estudios clínicos han mostrado que un 30.7% a 49% de los tornillos de fijación se pierden en los implantes de conexión externa.(25)

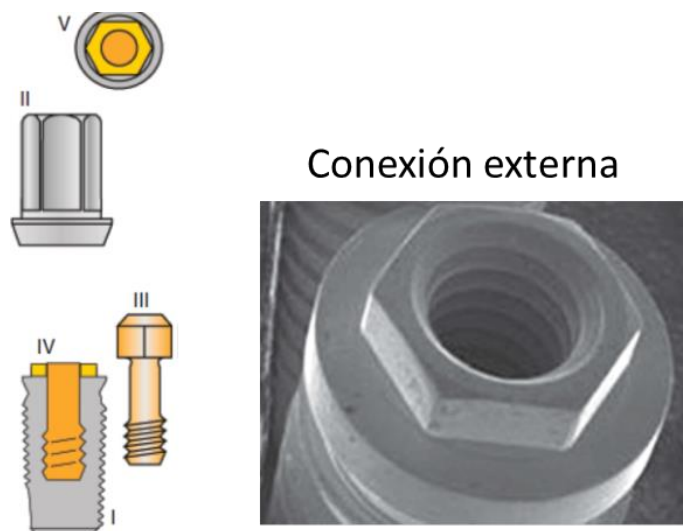


Figura 2: a. conexión externa hexagonal b. conexión externa hexagonal (microscopia electrónica de barrido) (26), (25).

Con respecto a las conexiones internas (hexagonal, triangular, octogonal y cónica), mostraron mejor adaptación entre los conectores como resultado de la interposición entre el pilar protésico y el implante.(25) La conexión interna hexagonal, ha demostrado presentar ventajas como una conexión fácil del pilar, adecuado para la colocación en una etapa del implante, alta estabilidad y capacidad anti rotacional, adecuado para la restauración de un solo diente, alta resistencia a las fuerzas rotacionales y mejor distribución de fuerzas. Dentro de las desventajas se encuentra una pared lateral más delgada en la zona de la conexión, y dificulta de ajustar las divergencias en ángulos entre los accesorios.(27)

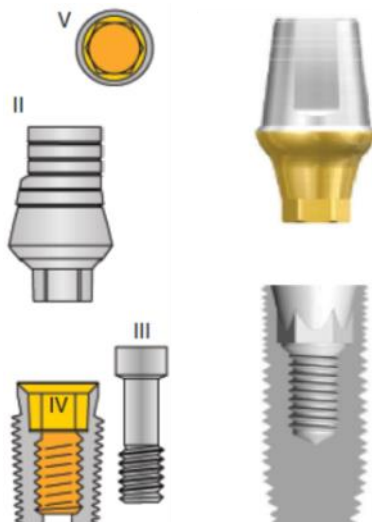


Figura 3: a) conexión interna hexagonal b) vista transversal (26), Kim et al 2011 citado por (25)

La conexión interna cónica, se basa en el principio de “cono en un cono”, provee una unión íntima entre el implante y el pilar, condición que mejora la estabilidad mecánica. Este tipo de conexión fue desarrollado por Stephen Ambrose Morse en 1864, y se introdujo en implantología en 1985 por Thomas D. Driskell en Estados Unidos. La fijación y estabilidad del pilar, no dependen directamente del tornillo de fijación, son otorgados por la fricción entre el implante y el pilar.(28)

Para que una conexión sea considerada como Morse, la suma de los ángulos internos de los componentes debe ser menor a 3.014° de divergencia, además no utilizan tornillo de fijación. Los implante cuyos ángulos son mayores a 3.014° , se consideran cónicos, y utilizan un tornillo de fijación, para dar retención.(25)

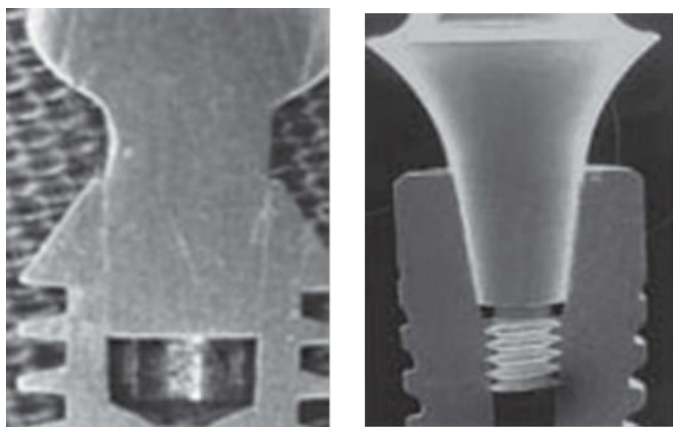


Figura 4: conexión cónica a) como Morse b) cónica con tornillo de fijación citado por (25)

Los sistemas de conexión cónica y cono Morse, han demostrado favorecer el posicionamiento de los pilares, proporcionar una mejor distribución de fuerzas.(25)

2.3 Tipos de Pilares

El pilar protésico es la porción encargada de retener el componente protésico. Es aquel que genera retención a una prótesis removible o fija. Puede clasificarse de acuerdo al método con el cual sujeta el elemento protésico: atornillado o cementado. Además puede subdividirse en rectos o angulados, de acuerdo a la relación que guarden con el eje axial del implante.

De acuerdo al tipo de elaboración en: pilares pre fabricados en serie en titanio o zirconia, pilares calcinables o parcialmente calcinables y pilares personalizados. De acuerdo a la técnica de fabricación, los pilares personalizados pueden ser 1) fundidos convencionalmente, 2) elaborados a partir de refuerzo con fibra de carbono/grafito polimetacrilato, 3) en titanio utilizando láser y 4) mediante técnicas CAD/CAM, en materiales como titanio, alúmina y zirconia.(2)

Los pilares elaborados mediante técnica CAD (diseño asistido por computadora)/CAM (manufactura asistida por computadora), presentan ventajas importantes como: un material de elaboración homogéneo y de las propiedades mecánicas, dado que proviene de un bloque sólido; las imprecisiones se ven minimizadas, pues no requiere fundición de cera y pasos que podría aumentar el costo del procedimiento, por otro lado, esta tecnología ha logrado mejorar el perfil de emergencia de las restauraciones y ha logrado generar angulaciones con el fin de corregir posiciones desfavorables de los implantes. (2)

2.4 Interfases en los sistemas de implantes

La colocación del completo implante-pilar, genera la formación de diferentes interfases, dentro de las cuales encontramos:

- ✓ Interfase hueso-implante
- ✓ Interfase implante-pilar
- ✓ Interfase implante-tornillo de fijación
- ✓ Interfase implante-pilar

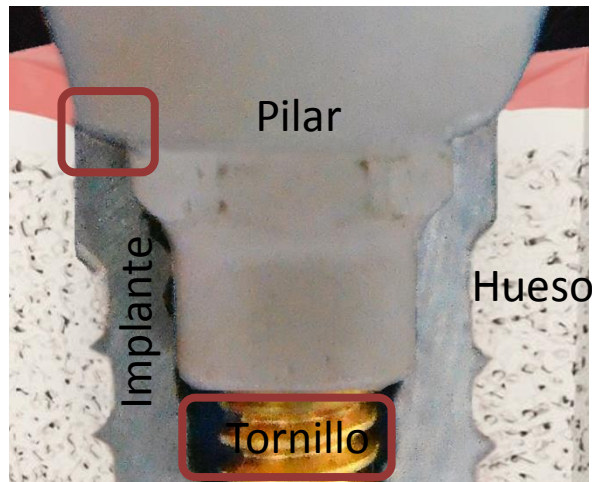


Figura 5: interfases formadas tras la colocación de un implante dental: a) interfase hueso-implante, b) interfase implante pilar, c) interfase pilar-tornillo de fijación.

2.4.1 La Interfase Implante-Pilar

Los sistemas de implantes de dos fases presentan una cavidad que se genera en la unión del implante con el pilar, este espacio puede actuar como un reservorio de microorganismos que pueden eventualmente generar una reacción inflamatoria de los tejidos peri implantares y por ende puede conducir a destrucción tisular, además de la importancia de este espacio en sí, desde el punto de vista biomecánico, se han evidenciado problemas como el micro movimiento y aflojamiento del tornillo de fijación.

El desajuste entre las partes y la falta de ajuste pasivo puede conducir a fractura de componentes protésicos, tornillo de fijación o del implante. Funcionalmente el desajuste puede causar sobrecarga al pilar, y una distribución de fuerzas no axial. El espacio generado por el mismo desajuste, puede conducir al acúmulo de microorganismos que causan respuesta inflamatoria en los tejidos peri implantares.

Los tres principales factores identificados como posible causa de formación de micro espacios son: la carga oclusal durante movimientos fisiológicos, tolerancia de manufactura y micro movimiento en la conexión implante-pilar. (29)

Se han establecido diferentes técnicas para realizar la medición de la interfase implante-pilar, dentro de las cuales se encuentran: técnicas de visión directa, medición de una sección transversal, mediante impresión y el uso de un explorador con examen visual. Las técnicas de visión directa presentan como

ventaja, no ser destructivas, por lo tanto permite observar cambios bajo diferentes condiciones, pero en ocasiones se tornan subjetivas, dada la presencia de extremos redondeados que no permiten repetibilidad de la toma de las medidas. La visión en sección transversa, permite repetir las medidas y mayor precisión, pero, no permite seguimiento de la muestra en tiempos y condiciones diferentes (30).

Kano et al en 2007 (30), propone un sistema de clasificación basado en el microespacio vertical y horizontal que se genera en la interfase implante-pilar, de la siguiente manera:

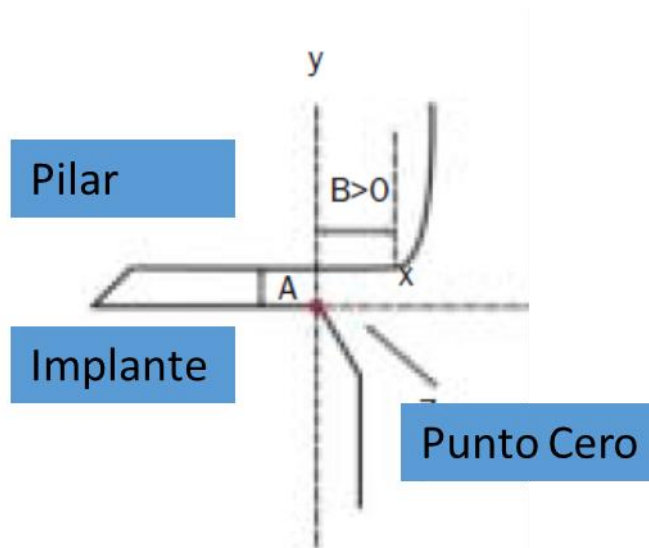


Figura 6: clasificación de la interfase implante pilar (30)

La desadaptación vertical (A), se define como el espacio vertical medido desde el punto cero en una línea a través del punto más externo del implante, sin tener en cuenta el externo redondo y la misma zona del pilar.

La desadaptación horizontal (B), es la diferencia horizontal desde el punto cero, hasta el contorno exterior del pilar. Si el pilar es más ancho que el implante hay un sobre contorno horizontal ($B > 0$); si el pilar es más estrecho que el implante, hay un infra contorno ($B < 0$).

TIPO I: no hay espacio horizontal o vertical medible. Esta clase, se considera la ideal.

TIPO II: solo se encuentra una desadaptación horizontal. $B > 0$ o $B < 0$.

TIPO III: solo se encuentra una desadaptación vertical. $A > 0$.

TIPO IV: se observa desadaptación tanto horizontal como vertical.

La medición del tamaño de la interfase y la inter relación entre dicho espacio y la proporción de bacterias que logran colonizarlo, ha sido ampliamente estudiada, debido a su relevancia clínica.

2.4.2 Colonización por Microorganismos

La colonización bacteriana de la superficie del implante, sucede 30 minutos después de terminada la cirugía, la contaminación puede ser resultado de 1) la contaminación durante la primera o segunda fase quirúrgica y 2) la transmisión de microorganismos desde el ambiente oral (7). La acumulación de microorganismos y sus productos en cercanía a la cresta ósea, genera una respuesta tisular que puede eventualmente inducir mecanismos de reabsorción ósea, generando así peri implantitis, y en última instancia, falla del implante. En este sentido, el tamaño de la brecha en la interfase, cobra una vital importancia, pues el tamaño de la misma se presentará como un ambiente propicio para el acúmulo de microorganismos.

Además de ello, la correlación entre los aspectos biomecánicos y los aspectos biológicos, se hace evidente. Ricomini et al en 2010 (31), realizaron un estudio in vitro, cuyo objetivo fue evaluar la pérdida de la pre carga y la penetración bacteriana a través de la interfase implante-pilar en implantes de conexión interna cónica y conexión externa hexagonal, en condiciones de termo ciclado y fatiga mecánica, encontrando que todos los sistemas presentan pérdida de torque posterior a ser sometidos a estas condiciones; con respecto a colonización bacteriana, se encontró que el tornillo del pilar en la conexión externa, no se encontraba contaminado, mientras que en todas las conexiones cónicas se detectaron bacterias en el tornillo del pilar. Prudente et al en 2012 (32), realizaron un estudio in vitro dividido en dos fases, la fase inicial consistió en comparar diferentes concentraciones de bacteria y la segunda fase en comparar la micro filtración bacteriana, en función del torque aplicado al pilar; encontrando que la mejor concentración para realizar los ensayos in vitro es de 0.5MI, para no caer en un sobre flujo de bacterias que pueda ocasionar un falso positivo, además de ello, no encontraron una relación significativa entre los valores de torque y la concentración de bacterias.

Diferentes autores han realizado estudios comparando la filtración bacteriana en diversos sistemas de implantes, con diferentes tipos de conexiones, en condiciones estáticas y dinámicas, con diferentes tipos de pilares protésico, con

diferentes tipos de microorganismos como bacterias y hongos, e incluso con endotoxina y sustancias como rodamina b. la filtración, puede ser evaluada en dos sentidos: desde fuera de implante hacia la parte interna, y en dirección contraria.

Jansen et al en 1997(3), realizaron mediciones del ajuste marginal en la interfase implante-pilar en condiciones estáticas, de trece sistemas diferentes mediante microscopia electrónica de barrido, y determinaron la filtración bacteriana desde la parte interna, hacia el exterior; encontrando que la brecha marginal fue menor a $10\mu\text{m}$ para todos los sistemas pre fabricados, el pilar Octa modificado presentó un espacio de $12\mu\text{m}$ y la media de todos los valores fue de $5\mu\text{m}$. Ninguno de los sistemas evaluados impidió la fuga bacteriana.

Callan et al en 2005(33), realizaron identificación de bacterias mediante sondas de ADN, de muestras tomadas en 32 pacientes que se encontraban rehabilitados sobre implantes, encontrando que la colonización bacteriana en la parte interna del implante se genera durante los primeros 25 días posterior a la segunda fase quirúrgica y colocación del pilar de cicatrización.

Fürst *et al* 2007 realizaron un estudio (6) con el fin de evaluar la colonización temprana en implantes de titanio después de la colocación y durante las primeras 12 semanas posteriores a la cirugía, encontrando que la microbiota se establece inmediatamente tras la colocación del implante; Callan *et al* en 2005 realizaron un estudio (33) de identificación bacteriana a través de sondas de ADN, pudiendo observar en la segunda fase quirúrgica, la colonización de las partes internas del implante en los 25 días siguientes a la colocación del pilar de cicatrización.

Jansen *et al* 1997 (3), realizaron mediciones del ajuste marginal en la interfase implante-pilar de trece sistemas diferentes mediante microscopía electrónica de barrido, y determinaron la filtración bacteriana a través de la misma desde su parte interna hacia el exterior; la media para la brecha marginal fue menor de $10\mu\text{m}$ para todos los sistemas prefabricados, solo el pilar Octa modificado presentó un espacio máximo de $12\mu\text{m}$ y la media para todos los valores fue de $5\mu\text{m}$. Astra Tech (Dentsply®) y Bonefit (Straumann®) con pilar cónico y Octa presentaron una medición entre $1-2\mu\text{m}$ y para el sistema Ankylos (Dentsply Friadent®) fue de $4\mu\text{m}$; respecto a los hallazgos a nivel microbiológico reportan presencia de filtración bacteriana desde el primer día del ensayo en todos los sistemas y como conclusión general, ninguno de los sistemas impidió la fuga bacteriana (3). Hamilton *et al* 2013 realizaron un estudio (14) con el fin de comparar el ajuste de componentes verticales y horizontales en pilares prefabricados vs realizados con manufactura CAD/CAM, encontrando que los pilares con oro synOcta (Straumann

Standard Plus®) presentaron una media para la brecha en la interfase de $1.86\mu\text{m}$ con respecto a los pilares Nobel Procera CAD/CAM titanio, con un valor de $P=0.002$, los pilares Nobel Esthetic presentaron una media para la brecha de $0.33\mu\text{m}$ con un valor de $P=0.059$ comparado con el pilar Nobel Procera CAD/CAM titanio, para los demás grupos no se encontró diferencia significativa. Con respecto a las discrepancias verticales, en general pudo observarse diferencia significativa con un valor de $P=0.026$, de manera específica en el sistema de implantes Straumann Standard Plus, el pilar CAD/CAM presentó una brecha con una media de $48.7\mu\text{m}$, presentado una diferencia de $34.4\mu\text{m}$ con respecto al pilar en oro synOcta (Straumann Standard Plus®) donde se observó una media para la brecha de $14.2\mu\text{m}$ y al pilar en titanio synOcta (Straumann Standard Plus®) con un valor de $4.0\mu\text{m}$; este estudio concluye que se puede encontrar espacios mayores entre los componentes internos de los pilares en CAD/CAM, que en los prefabricados, se pueden encontrar diferencias en los diseños y esto puede afectar el ajuste de los componentes internos con las conexiones, estas diferencias generadas en el ajuste traen consecuencias en la estabilidad, a nivel técnico y biológico.

Koutouzis et al realizaron tres estudios consecutivos, en relación a la filtración bacteriana en la interfase implante-pilar. Los dos primeros ((22)(18)), tenían como objetivo evaluar el riesgo potencial de invasión por microorganismos en la interfase implante-pilar, utilizando diferentes conexiones, en condiciones estáticas y dinámicas. Los resultados de estos estudios mostraron que la conexión en cono morse (Ankilos Dentsply Friadent®) mostró mínima filtración y que diferentes conexiones afectan el riesgo potencial de filtración bajo carga dinámica. Posteriormente en agosto de 2014 se realizó un tercer estudio (16), cuyo objetivo fue evaluar el efecto de la carga dinámica en la colonización de la interfase implante-pilar por microorganismos, utilizando la conexión Cono Morse; se obtuvo como conclusiones que la carga dinámica tiene un efecto en la filtración bacteriana, dado que, los implantes que se mantuvieron en condiciones estáticas, presentaron menor filtración, 1 de 20 no cargados presentaron filtración y 4 de 20 cargados la presentaron.

En los últimos años, se ha incrementado el uso de pilares personalizados, elaborados mediante técnicas de CAD/CAM. Estos pilares se encuentran disponibles en el mercado, elaborados por la misma casa comercial que fabrica los implantes y se han llamado en otros medios como originales; ó elaborados por casas comerciales que poseen la capacidad de fabricar pilares personalizados para todos los sistemas de implantes y que son llamados, no originales o compatibles. Un estudio como el publicado por Berberi *et al* (34) en julio del presente año, evalúan la filtración mediante el uso de rodamina B, utilizando

pilares originales y compatibles con implantes OsseoSpeed™. Este estudio encontró en porcentajes de filtración, que el grupo que utilizó pilar original TiDesign™ presentó un 1.48% de filtración, y los grupos que utilizaron pilares “compatibles o no originales”: Natea™ presentó un 27.92%, Dual™ 10.59% y el pilar Implanet™ presentó un 66,71%, además llegó a la conclusión que los implantes con pilares compatibles no presentan un ajuste perfecto de las partes internas, lo cual incrementa la posibilidad de filtración.

2.5 Espectrofotometría

La espectrofotometría es una técnica analítica que permite determinar la concentración de un compuesto en solución. Es capaz de identificar y cuantificar biomoléculas en solución y muestras biológicas.

Su fundamento se debe a la capacidad de las moléculas para absorber radiaciones, entre ellas, las que se encuentran dentro del espectro UV-visible. En espectrofotometría de absorbancia, se utilizan regiones del espectro ultra violeta (UV-195-400nm) y el visible (400-780nm).

longitud de onda aproximada	color de luz que se absorbe	color de luz que se refleja o ve
390 - 435	Violeta	Amarillo verdoso
435 - 490	Azul	Amarillo
490 - 580	Verde	Rojo
580 - 595	Amarillo	Azul
595 - 650	Naranja	Azul verdoso
650 - 780	Rojo	Verde azulado

Tabla 2-1 Tabla de longitud de onda y absorbancia para medios amarillos.

2.5.1 Transmancia y Absorbancia

La transmancia de una sustancia es la relación entre la cantidad de luz transmitida que llega al detector una vez que ha atravesado la muestra y la cantidad de luz que incidió sobre ella.

La absorbancia indica la cantidad de luz absorbida. Esta cantidad de luz absorbida dependerá de la distancia que atraviesa la luz a través de la solución del cromóforo y la concentración del mismo.

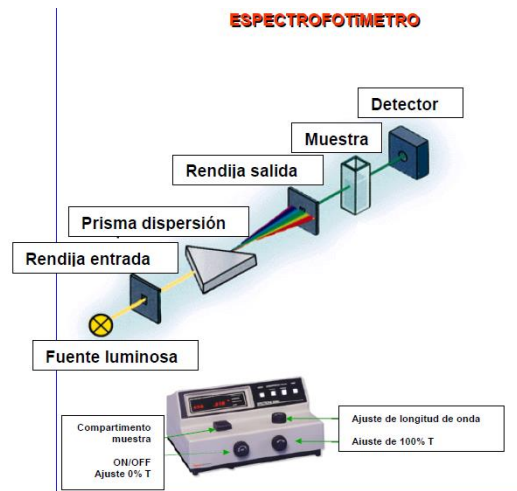


Figura 7: Espectrofotómetro

3. Materiales y Métodos

3.1 Tipo de Investigación

Esta es una investigación de tipo experimental in vitro. Se utilizaron como muestra, implantes de conexión interna hexagonal, con pilares elaborados en titanio y zirconia. Los pilares se encontraban cargados previamente, esta carga se realizó en un dispositivo de carga dinámica estandarizado según la norma ISO/FDIS 14801:2007.

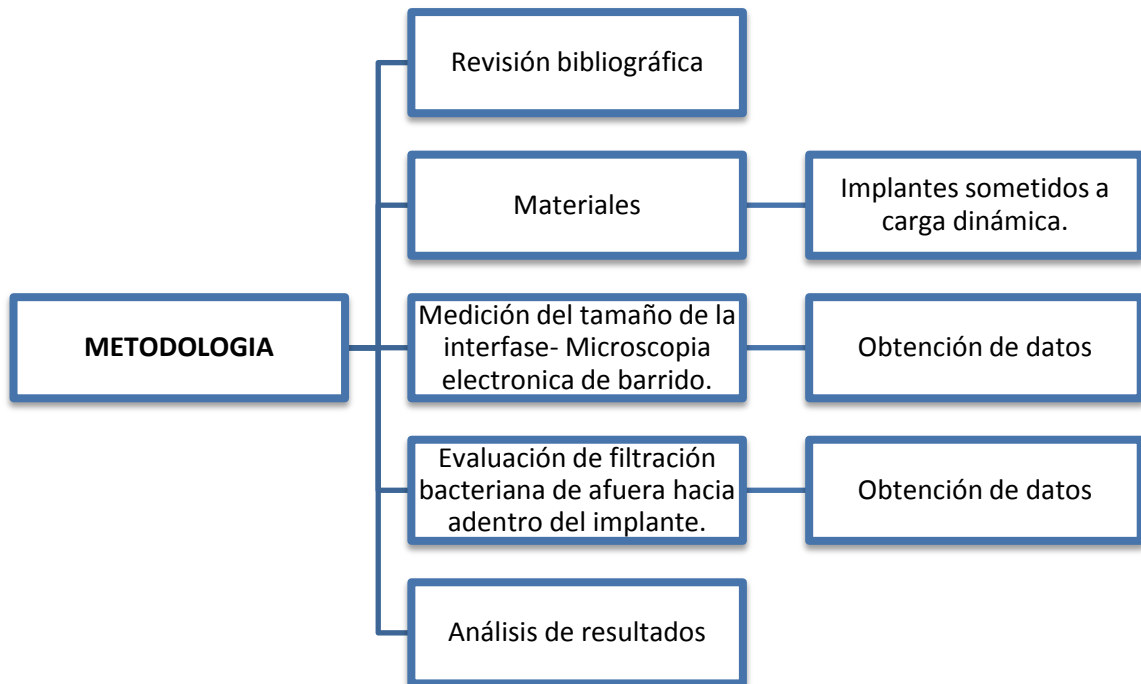


Tabla 3-1. Esquema de metodología utilizada en la investigación

3.2 Unidades Experimentales

Se utilizaron 9 implantes de titanio de conexión interna (grado IV, 4 x 11.5mm, Osseotite® Tapered Certain®, 3i Biomet). Se ensamblaron con pilares maquinados personalizados en titanio y zirconia, y pilares prefabricados en titanio.

3.2.1 Fabricación de pilares personalizados

Se fabricaron tres pilares personalizados idénticos en zirconia y titanio con tecnología CAD/CAM, tomando como referencia la configuración de los pilares Zi-Real® de altura 7mm y diámetro 5mm con un hombro de 4mm.

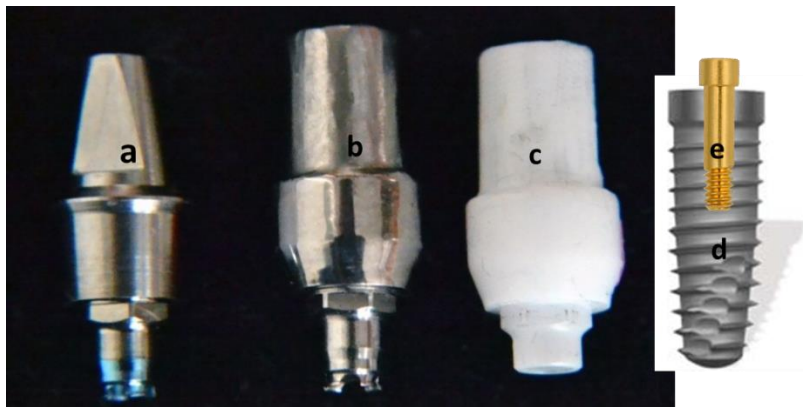


Figura 8: pilares utilizados en el estudio a) Provide® b) Encode® Titanio c) Encode® Zirconia. Tesis de maestría (35)

Pilares en zirconia:

- Personalizado CAD-CAM Encode®, conexión cerámica.

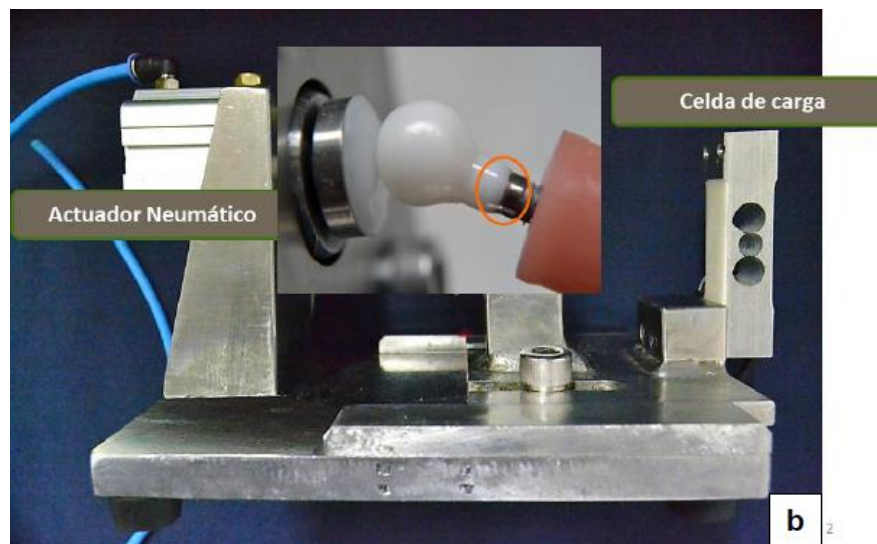
Pilares en titanio:

- Prefabricado Provide® conexión metálica
- Personalizado CAD-CAM Encode®, conexión metálica.

3.3 Carga dinámica in vitro



Figura 9: a) Dispositivo de carga cíclica señalando los diferentes componentes: PLC, FRL, actuador y mandril de fijación del implante. b) Vista ampliada del dispositivo, señalando el actuador y la celda de control de carga, así como un acercamiento del pistón del actuador con recubrimiento en zirconia. Tomado de tesis de maestría (35)



3.4 Procedimiento para evaluar el tamaño de la interfase implante-pilar

- Se realizó lavado y secado de las muestras, con el fin de evitar la observación de cuerpos extraños.

- Se ensamblaron los pilares a los implantes, empleando un torque de 20Ncm.
- Se fijaron los implantes en una placa de acetato, por cada grupo, con el fin de mantenerlos estables en el momento de observar al microscopio.
- Se tomaron tres fotografías por cada muestra, magnificaciones de 50x, 500x y 3000 x.
- Se realiza la medición de la interfase implante-pilar, mediante el analizador de imágenes ImageJ.

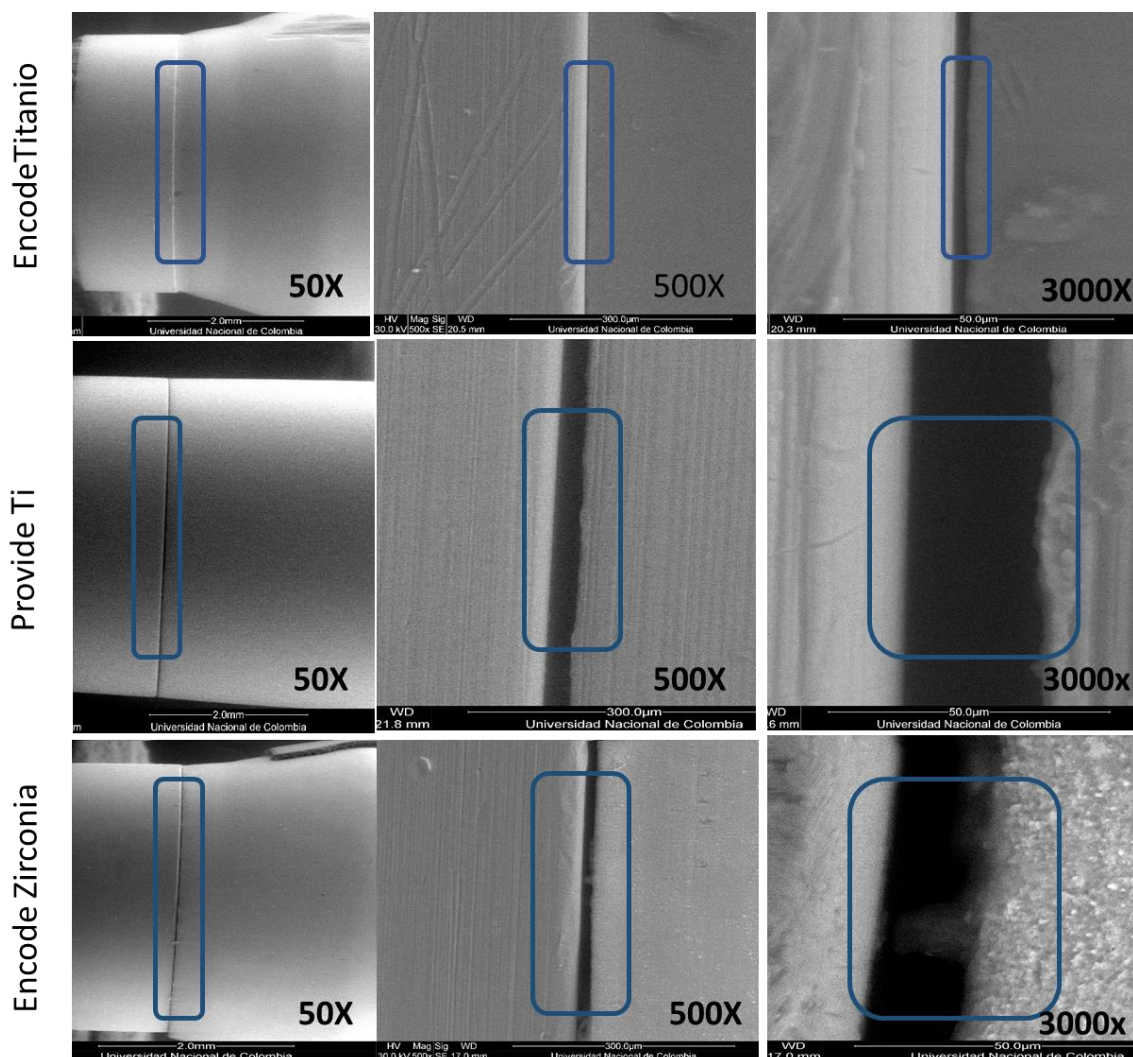


Figura 10: imágenes de microscopia electrónica de barrido. Interfase implante-pilar a diferentes magnificaciones

3.5 Procedimiento para evaluar la filtración de bacterias en la interfase implante-pilar.

- Se realiza lavado y secado de las muestras. Se coloca en jabón enzimático por 10 minutos, se lava con cepillo y agua. Se seca y empaca cada uno en una bolsa de polipropileno.
- Se lleva a la central de esterilización de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de Colombia.

3.5.1 Preparación de la bacteria *E. coli*

- Se utilizó bacteria *E.coli* ATCC.
- Se eleva su temperatura al medio ambiente
- Se realiza siembra en agar sangre, MacConkey y agar Muller, se introduce en incubadora a 37°C, por 24 horas.

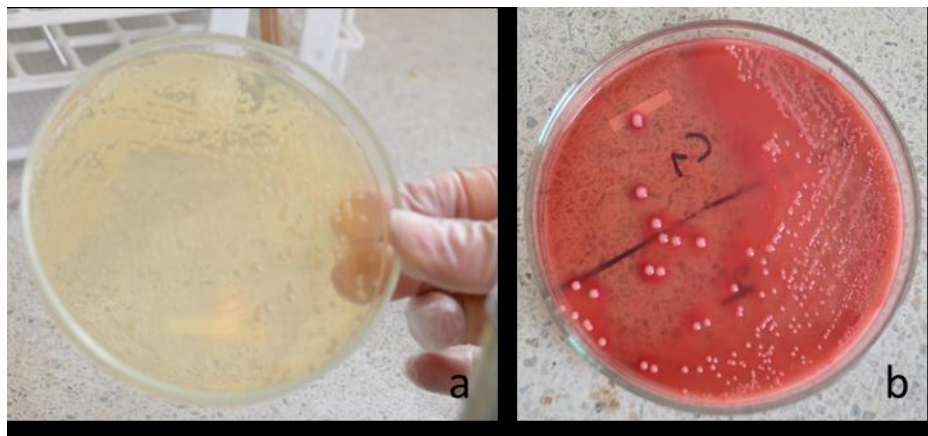


Figura 11: activación de la bacteria *E. coli*. a) agar Muller b) agar sangre. Nótese las colonias de color uniforme.

- Se extraen los cultivos, se observa crecimiento positivo, sin contaminación por hongos u otros microorganismos.

3.5.2 Preparación del caldo contaminado

- Se toma con asa redonda colonias del agar Muller y se inoculan en medio BHI (infusión cerebro corazón preparado en el laboratorio de medios (microbiología) de la Facultad de Medicina de la Universidad Nacional de Colombia).
- Se obtiene una concentración de 0.5 de la escala de MacFarland (1×10^8 unidades formadoras de colonia).
- Se vierte medio contaminado en 9 tubos plásticos transparentes, cada uno con 25ml de medio contaminado.

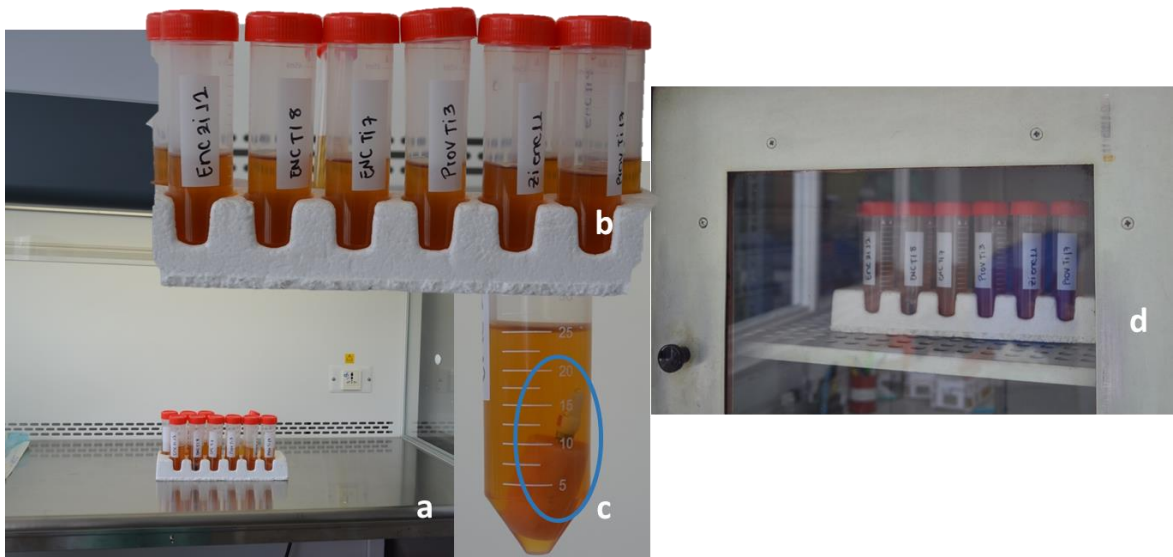


Figura 12: Caldo BHI contaminado: a) cámara de flujo laminar. b) tubos con medio contaminado, marcados según la codificación asignada. c) muestra en 25ml de caldo contaminado con *E. coli*. d) muestras en incubadora a 37°C.

3.5.3 Introducción de muestras en el medio contaminado

- Todo el procedimiento se realiza en la cámara de flujo laminar, con el fin de evitar contaminación con otros microorganismos.
- Se destapa cada implante, el operador utiliza guantes estériles y todos los elementos se encuentran estériles.
- Se realiza sellado de la chimenea de los implantes introduciendo algodón estéril y resina System, se polimeriza 20 segundos.

- Se introducen los implantes en los tubos marcados y se llevan a incubar por 24 horas a 37°C.
- Control positivo: análogo estéril introducido en un medio contaminado con bacterias. Se puso a incubar.
- Control negativo: un tubo con medio estéril, se pudo a incubar.

3.5.4 Toma de la muestra

- se desensamblaron los pilares, mediante un torcómetro estéril, y se realizó la toma de la muestra de la siguiente forma:
 - 1- muestra 1: tornillo de fijación colocado en un medio BHI estéril.
 - 2- Muestra 2: con un microbrush, se toma muestra de la plataforma del implante.
 - 3- Toma de muestra del análogo con microbrush.
- Se realizaron movimientos de agitación y se pusieron los tubos a incubar por 24 horas a 37°C.

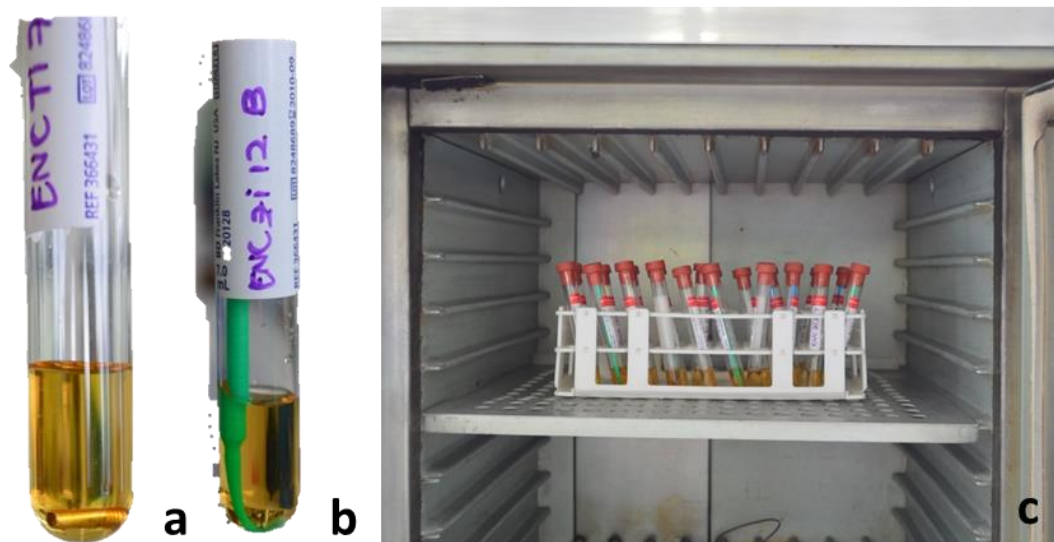


Figura 13: toma de la muestra, se introduce en tubo de ensayo con medio estéril. a) Tornillo de fijación b) micro brush posterior a la toma de la muestra. c) muestras en cultivo, incubadora a 37°C.

- Se realiza el retiro del tornillo de fijación y el brush del medio.
- Se realiza agitación del medio y se lleva al espectrofotómetro para leer la absorbancia del medio.



Figura 14: muestra de elementos protésicos 24 horas después: a) tornillo de fijación ENCZ112 b) tornillo de fijación muestra PROTI 18. Nótese la diferencia en la turbidez del medio. C) Muestra de la plataforma PROTI18.

3.5.5 Evaluación de la absorbancia

- Previamente se estandarizó la toma de la absorbancia para medios amarillos, mediante la utilización de un medio estéril como blanco y una longitud de onda de 500nm.
- Se utiliza el medio estéril como blanco para cada ensayo
- Se introduce el tubo en el espectrofotómetro (Génesis 20) y se obtiene el dato de la absorbancia por cada muestra.



Figura 15: Espectrofotómetro: a) colocación del tubo. B) Longitud de onda y absorbancia.

4. Resultados

4.1 Tamaño de la interfase implante-pilar

- Se tomaron 8 medidas de la interfase y se determinó el promedio para dar la medida definitiva.(30)
- La siguiente Tabla 4-1 ilustra el promedio de los valores de la interfase implante-pilar.

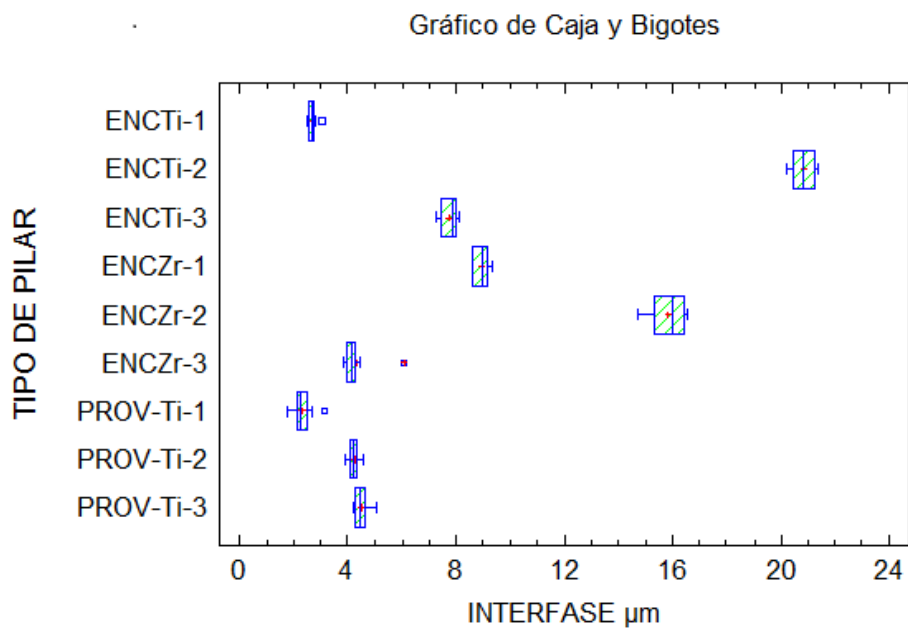
MUESTRA	VALOR EN μm
ENC TI 1	2,698
ENC TI 2	20,837
ENC TI 3	7,736
PRO TI 1	2,324
PRO TI 2	4,221
PRO TI 3	4,496
ENC ZI 1	8,936
ENC ZI 2	15,831
ENC ZI 3	4,343

Tabla 4-1. Tamaño de la interfase implante-pilar medido en micras

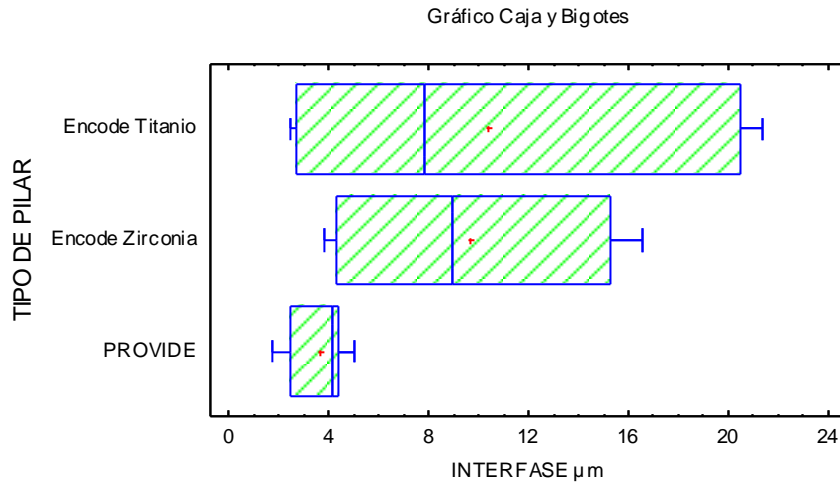
Se realizó el test ANOVA para comparar el tamaño de la interfase implante-pilar, donde se encontró que el valor de $P= 0.00$, rechaza la hipótesis nula, señalando que la medida de la interfase implante pilar es diferente para todos los implantes y para todos los grupos. Los valores se señalan en la Tabla 4-2 y Figura 4-1.

Fuente	Suma de Cuadrados	Gl	Cuadrado Medio	Razón-F	Valor-P
Entre grupos	658,144	2	329,072	11,51	0,0000
Intra grupos	1971,91	69	28,5785		
Total (Corr.)	2630,06	71			

Tabla 4-2. Tabla ANOVA para Interfase por Tipo de Pilar



Gráfica 4-1. Gráfico de caja y bigotes para interfase por tipo de pilar.



Gráfica 4-2. Gráfico caja y bigotes para interfase por grupos de pilares.

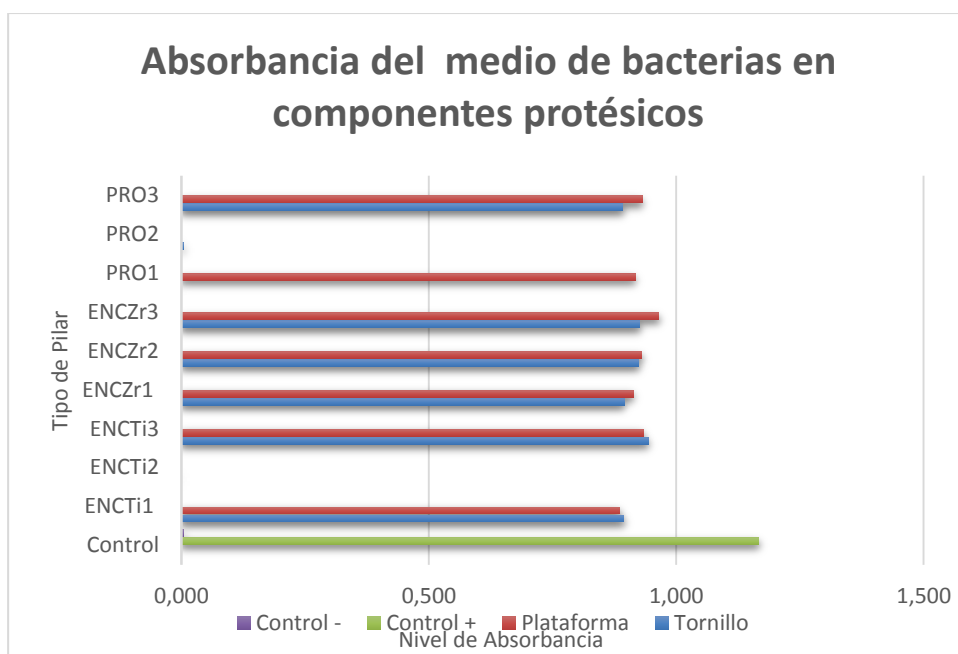
4.2 Absorbancia

- La muestra del implante ENC Ti 8, no pudo ser tomada, debido a la imposibilidad de desatornillar el pilar.
- La muestra del tornillo de fijación del implante Pro Ti 17 fue eliminada.
- La Tabla 4-3, muestra las diferentes absorbancias arrojadas por el espectrofotómetro, en cada una de las muestras analizadas.
- Se observó que la absorbancia en términos generales, fue mayor en la muestra tomada de la plataforma del implante con respecto al tornillo de fijación.
- Se presentaron algunos datos atípicos, como es el caso de la muestra PRO 2, quien presentó una absorbancia similar al control negativo.

MUESTRA	TORNILLO	PLATAFORMA	CONTROLES
CONTROL NEGATIVO			0,005
CONTROL POSITIVO			1.167
ENCTi1	0,894	0,885	
ENCTi2	NO	NO	
ENCTi3	0,943	0,933	
ENCZr1	0,895	0,913	

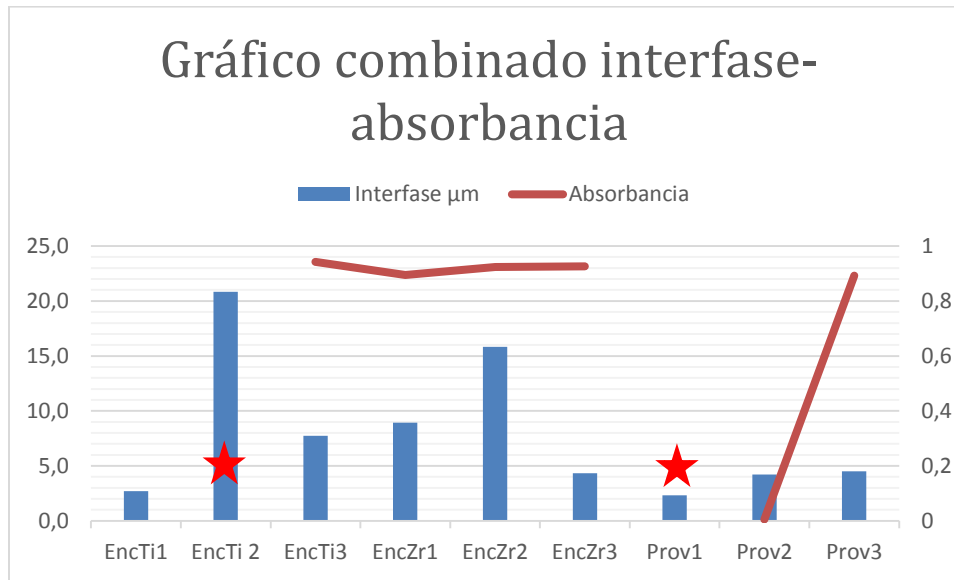
ENCZr2	0,924	0,93
ENCZr3	0,926	0,965
PRO1	NO	0,917
PRO2	0,005	0,892
PRO3	0,892	0,931

Tabla 4-3. Tabla de valores de absorbancia del medio de bacterias en los componentes protésicos y grupos control positivo y negativo



Gráfica 4-3. Gráfica de absorbancia del medio de bacterias en los componentes protésicos

4.3 Absorbancia versus interfase



Gráfica 4-4. Gráfica combinada tamaño de la interfase y absorbancia del medio por tipo de pilar

5. Discusión

La interfase implante-pilar es una zona susceptible a cambios dimensionales; características como el material del pilar, la pre carga y el tipo de pilar (prefabricado, personalizado), se presentan como elementos relevantes en la disposición de la misma.

Realizando una comparación con los diferentes estudios consultados, encontramos que, la metodología utilizada es similar, aunque a pesar de ello, no es totalmente comparable, debido a algunas diferencias en los procedimientos y técnicas utilizadas en microbiología. Sin embargo, pudimos observar que, fue satisfactoria y obtuvimos algunos resultados interesantes.

En el Anexo 1, se encontrará un cuadro comparativo de los diferentes artículos con las diferentes metodologías utilizadas.

La micro filtración bacteriana puede ser evaluada de forma bidireccional, en su gran mayoría, los estudios de este tipo se han realizado desde dentro del implante hacia el medio externo (10,8, 36, 37, 23), por ende no pueden ser comparados con nuestra investigación.

Estudios como (9, 38, 22, 18, 16, 7), evalúan la filtración bacteriana desde el medio externo hacia dentro del implante, hallazgos similares fueron encontrados con el presente estudio. Observamos que todos los implantes, presentaron filtración, independiente de su magnitud, esto de acuerdo con Baggi et al en 2013 (9), quien estudió diez diferentes tipos de implante y evaluó la micro filtración bacteriana, encontrando que ninguno de ellos tuvo la capacidad de generar un sellado efectivo a nivel marginal. Sato et al en 2011 (38), evaluaron la filtración de microorganismos de forma bidireccional, en implantes de conexión externa e interna, encontrando que las dos conexiones permiten el paso de bacterias tanto desde como hacia la parte interna del implante.

Estudios como Tesmer et al en 2009(22), indican que las diferencias en el diseño de las implantes afecta el riesgo potencial de colonización de la interfase; nuestro estudio se realizó utilizando solo un tipo de implante, y la variable fue el material y tipo de elaboración del pilar, desde este punto de vista, se sugiere realizar estudios que evalúen más variables que influyan la tasa de filtración a este nivel.

Con respecto al tamaño de la interfase implante-pilar, encontramos diferencias en el tamaño de todas las muestras analizadas, además de ello, pudimos observar que, algunos de los pilares, presentaban desadaptación tanto vertical como horizontal (30), este hecho es importante a la hora de realizar la medición de las interfases. Por otro lado, a pesar de que las fotografías fueron tomadas en el mismo momento, por el mismo operador y en el mismo microscopio, algunas de ellas no eran 100% claras y fue difícil evaluar el tamaño de la interfase, en algunos casos la diferencia de tamaño fue atípica, lo cual puede generar errores en el análisis.

La evaluación del tamaño de la interfase, se realizó de acuerdo a Kano et al en 2007 (30), quien realiza una clasificación de la desadaptación en la interfase implante-pilar y sugiere realizar la toma de las medidas en 8 localizaciones.

La textura de superficie con el parámetro Sdr % de la zirconia es de 77,210 % de acuerdo a los resultados reportados en la tesis de maestría (35). Dicha rugosidad es mayor que la del titanio (1,7%), lo que llevaría a pensar que las bacterias se podrían adherir más a estas superficies que presentan mayor rugosidad y capacidad de retención. En este estudio, utilizamos pilares maquinados en zirconia, pero la toma de la muestra se realizó en el tornillo de fijación y la plataforma del implante, por ende, es posible, que la mayor cantidad de bacterias se encontrara en la superficie del pilar, teniendo en cuenta las características del material.

Se sugiere entonces, realizar toma de muestras de los pilares y evaluar la adherencia bacteriana sobre diferentes superficies sometidas a estudios de rugosidad.

6. Conclusiones y recomendaciones

6.1 Conclusiones

Dentro de las limitaciones de este estudio se pueden establecer las siguientes conclusiones

- Hay diferencias estadísticamente significativas en el tamaño de la interfase implante-pilar de todos los sistemas analizados.
- Los valores de absorbancia tuvieron un comportamiento similar entre los grupos, menor que el grupo control positivo de 1,16.
- Todos los sistemas de implantes filtraron independiente del tipo de pilar utilizado.
- No se encontró una correlación significativa entre el tamaño de la interfase implante-pilar y la absorbancia.
- La metodología utilizada en la cuantificación de la filtración fue satisfactoria.

6.2 Recomendaciones

- Para próximos estudios se debe tener en cuenta las tolerancias de maquinado de los diferentes sistemas de CAD/CAM controlando las condiciones de fabricación.
- Se encontraron falencias metodológicas para la cuantificación del tamaño de la interfase, por lo que se recomienda una muestra de mayor tamaño y cuantificar la desadaptación tanto vertical como horizontal.

- A pesar de que la metodología utilizada en la evaluación de la filtración en la interfase fue satisfactoria, es necesario indagar en nuevas técnicas para lograr cuantificar de una manera más confiable la concentración de bacterias. El uso de microscopia de fluorescencia y confocal, con la ayuda de fluorocromos podría ser una buena opción para obtener datos más cercanos a la realidad.
- Se sugiere realizar estudios de mayor magnitud, que evalúen diferentes variables como el torque de precarga, rugosidad de superficie, tipo de implante, tipo de conexión, tipo de pilar, tipo de fabricación del pilar y tolerancias de maquinado.

A. ANEXO: Tabla comparativa de metodologías aplicadas en estudios de colonización bacteriana en la interfase implante-pilar

AUTOR/ANO	DIRECCIÓN DE LA FILTRACIÓN	BACTERIA	CULTIVO	CONTROL	SITIO MUESTRA	ELEMENTO DE TOMA DE LA MUESTRA	COMO SE MIDIO	CON-SIN CARGA	TIPO DE CONEXION	MIDIO INTERFASE?
Baggi et al/2013	En las dos direcciones	<i>S. sanguinis</i> <i>F. nucleatum</i> <i>A. odontolyticus</i> <i>Candida albicans</i> <i>Candida glabrata</i>	BHI Solución nutritiva con infusión de levadura	Control negativo: Un implante en medio estéril. Control positivo: un implante contaminado sin ensamblar en el medio.	Out-in: dos muestras. Superficie de la conexión- tornillo de fijación. In-out: turbidez del medio BHI- confirmación con siembra en agar Columbia con sangre de cordero. Para <i>Candida</i> agar Sabouraud.	Copos de algodón	SEM, análisis de la muestra mediante microanálisis. Unidades formadoras de colonia.	Sin carga	Ankylos Astra GTB Anyridge EZ Bone level Nobelactive Xive Replace Branemark	No
Proffert al/2006	Out-in	<i>P. gingivalis</i>	Solución nutritiva tioglicolato con hemina y menadiona	No específica	Parte interna del implante 24h y 72h	No específica	Siembra en Solución nutritiva tioglicolato con hemina y menadiona. Turbidez del medio. No específica cómo se determinó la turbidez.	Sin carga	Straumann	Si-SEM
Sato et al/2011	En las dos direcciones	<i>S. aureus</i> Activada en BHI por 48 horas a 37°C. concentración 0.5 Mc Farland 1x10 a la 8 UFC por ml. <i>E. faecalis</i> <i>A. a</i>	BHI con la bacteria, por 14 días. (out-in) 0.5µl de bacteria dentro. Sumergidos en BHI sin contaminar.	Cada implante se sumergió en medio estéril y se puso a incubar el medio.	Parte interna del implante	Puntas de papel estériles	Solo se determinó si o no la presencia de bacteria, en agar chocolate y BHI.	Sin carga	Implantes Neodent- conexión interna como Morse	no
Dércolle et al/2015	In-out		Activada en MacConkey por 24h a 37°C. Agar tripticosa de soya con levadura por 48h a 37°C 5% CO ₂ . Dilución a 0.5 escala Mc Farland.	Control positivo: dos tubos con medio contaminado con las bacterias e incubados. Control negativo: los implantes previamente contaminados,	No aplica	No aplica	Turbidez 1 ml fue sembrado para confirmar ID de la bacteria.	Sin carga	Cono Morse Implante Kohno	Si-SEM 8 puntos por implante

Nascimento et al/2008	<p>sumergidos en medio estéril y posteriormente incubado el medio para comprobar contaminación externa.</p>	<p>Activación en TBS por 48h a 35°C, anaerobiosis. Diluido a 0.5 de Mc Farland. Incubadas en TBS por 14 días en iguales condiciones.</p>	<p>Cada implante luego de contaminarse y conectarse, fue sumergido en medio estéril y se incubó. Se había contaminación se excluyó del estudio.</p>	<p>No aplica</p>	<p>No aplica</p>	<p>Turbidez no especifican como se evaluó la turbidez.</p>	<p>Sin carga</p>	<p>Branemark hexágono externo. Pilares: cromo cobalto, Ni cromo, plástico.</p>	<p>No</p>
Oliveira et al/ 2014	<p><i>S. sanguis</i></p>	<p>Activado en medio BHI por 24 h a 37°C.</p>	<p>Cada implante luego de contaminarse y conectarse, fue sumergido en medio estéril y se coloreó. Si se había contaminación se excluyó del estudio.</p>	<p>No aplica</p>	<p>No aplica</p>	<p>Tomo medio y verificó la existencia de la bacteria.</p>	<p>Sin carga</p>	<p>Sistema de protese, INP, Seron, Noedent. Hexagon externo e interno.</p>	<p>Si-SEM 25x y 2500x.</p>
Tesmer et al/2009	<p><i>A. y P. gingivalis</i></p>	<p>A. y P. en tripticasa de soya con levadura a 37°C, 10% de CO₂, P. g tripticasa de soya con hemina, vitamina K, levadura y L-cisteína a 37°C en anaerobiosis. Concentración 1:11 de bacteria.</p>	<p>Un pilar estéril no sometido a cultivo. Un pilar estéril en un medio contaminado.</p>	<p>Porción roscada del pilar</p>	<p>Copos de algodón</p>	<p>Unidades formadoras de colonia, en agar iguales a los previos, por 7-2 días.</p>	<p>Sin carga</p>	<p>Como morse Ankylos, Nobel replace.</p>	<p>No</p>
Koutouzis et al/2010	<p><i>E. coli</i></p>	<p>Activación en agar luria a 37°C, dilución de 1:100</p>	<p>Control positivo: pilar estéril en medio contaminado</p>	<p>Porción roscada del pilar.</p>	<p>Copos de algodón</p>	<p>Unidades formadoras de colonia. Agar luria por 24h a 37°C</p>	<p>Con carga</p>	<p>Interna como Morse Ankylos Bone level</p>	<p>No</p>

Author	Out-in	Organism	Methodology	Porción rosca del pilar	Copos de algodón	Unidades formadoras de colonia. Agar luria por 24h a 37°C	Con carga	Interna como Morse	No
Koutouzis et al/2014	Out-in	<i>E. coli</i>	Activación en agar luria a 37°C, dilución de 1:100	negativo: pilar estéril no sometido a medio. Toma de muestra del implante estéril, control negativo, después, control positivo.	No aplica	formadoras de colonia. Agar luria por 24h a 37°C	Con carga	Morse	No
Assensa et al/2012	In-out	<i>Pseudomonas aeruginosa</i> , <i>A.a</i>	0.1 µl de la bacteria viable dentro del implante. Para <i>Pseudomonas</i> agar ceftrimida incubada por 24h a 37°C. Para <i>A.a</i> tripticasa de soya a 37°C en 5% de CO ₂ . Concentración 0.5 escala de McFarland.	No aplica	No aplica	Turbidez, no especifica.	Sin carga	Nobel replace Bone system Ankylos Pana via	No
Decelles et al/2014	In-out	<i>E. coli</i>	Activada en BHI por 24h a 37°C	No aplica	No aplica	Turbidez	Sin carga	Cónico: Morse y cono con tornillo de fijación.	
Voitker et al/1997	In-out	<i>E. coli</i>	Agar columbia	No aplica	No aplica	Turbidez	Sin carga	Astra Ankylos Bonelit con pilar Octa Bonelit con pilar cónico	Sí, SEM.

Barberi et al/2014	In-out	No bacteria: <i>rodarmina B.</i>	No aplica	No aplica	No aplica	No aplica	Espectrofotometría	Sin carga	No	Branemar Calitek Triallit-2 Ha-ti IMZ Semadós Astra (Osseo speed) Dentium (implatium) Euroteknika (natea) Conexión cónica hexagonal Neodent
Silva-neto et al/2012	In-out	<i>E. coli</i>	En BHI por 24h a 37°C. Suspensión a 0.4 escala de Mc Farland.	No aplica	No aplica	Una muestra de la interfase luego de conectar para verificar que no hubo contaminación previa.	Turbidez	Sin carga	No	
Piatelli et al/2001	Out-in	<i>Toluidina Pseudomona aeruginosa</i>	Agar Columbia suplementado con 5% dimetil sulfoxida. Agar cetrimida por 24h a 37°C para activación. Mac Farland 0.5	Parte interna del implante	Punta de papel estéril dentro del implante.	Para toluidina-disección de la muestra y toma con puntas de papel (color azul). Unidades formadoras de colonia	Sin carga	Sin carga	SI-SEM	CRA Bone system SRA 3j
Harder et al/2010	In-out	<i>LPS Salmonella entérica serotipo minnesota.</i> 50000 EU/mg. <i>S. sanguinis</i>	Aqua ad inyectabilia Reactivación en agar tripticosa de soya con levadura	Tomada del medio	Pipetas	Cromo génica para la detección de endotoxina	Sin carga	Sin carga	SI-SEM Rayos X	Osseospeed Astra Ankylos
Ricominhi et al/201				Parte interna de, implante	Puntas de papel	Se introdujo la punta en medio y se observó la turbidez.	Con carga	Con carga	SI-SEM	Hexágono externo y dos conexiones cónicas.
Ranieri et al/2015		<i>S. sanguinis</i>	Creció en BHI a 37°C a 5% de CO ₂ . Suspensión a 0.5 Mc Farland. algodón del implante estéril	No aplica	No aplica	SEM- cualitativo	Sin carga	Sin carga	SI-SEM	Ankylos

7. Bibliografía

1. Narang P, Arora A, Bhandari A. Biomechanics of implant abutment connection : A review. 2011;2(2):113–6.
2. Kapos T, Ashy MLM, Gallucci DGO, Dent M. Computer-Aided Design and Computer-Assisted Manufacturing in Prosthetic Implant Dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2009;24(1).
3. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants [Internet].* 1997;12(4):527–40. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9274082>
4. De Oliveira GR, Olate S, Pozzer L, Cavalieri-Pereira L, Rodrigues-Chessa JG, Albergaría-Barbosa JR. Bacterial contamination along implant-abutment interface in external and internal-hex dental implants. *Int J Clin Exp Med [Internet].* 2014 Jan;7(3):580–5. Available from: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3992396&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
5. Lalithamma JJ, Mallan SA, Murukan PA, Zarina R. A comparative study on microgap of premade abutments and abutments cast in base metal alloys. *J Oral Implantol [Internet].* 2014 Jun [cited 2014 Oct 26];40(3):239–49. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24914909>
6. Fürst MM, Salvi GE, Lang NP, Persson GR. Bacterial colonization immediately after installation on oral titanium implants. *Clin Oral Implants Res [Internet].* 2007 Aug [cited 2014 Aug 15];18(4):501–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17501978>
7. Piattelli A, Scarano A, Paolantonio M, Assenza B, Leghissa GC, Bonaventura G Di, et al. Fluids and Microbial Penetration in the. 72(9):1146–50.
8. Nascimento C, Barbosa RES, Issa JPM, Watanabe E, Ito IY. Bacterial leakage along the implant – abutment interface of premachined or cast components. 2008;177–80.
9. Baggi L, Di Girolamo M, Mirisola C, Calcaterra R. Microbiological evaluation of bacterial and mycotic seal in implant systems with different implant-abutment interfaces and closing torque values. *Implant Dent [Internet].* 2013 Aug [cited 2014 Aug 22];22(4):344–50. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23782848>
10. Ercole SD, Tripodi D, Marzo G, Bernardi S, Continenza MA, Piattelli A, et al. Microleakage of bacteria in different implant-abutment assemblies : an in vitro study. 2015;13(2).

11. Smith NA, Turkyilmaz I. Evaluation of the sealing capability of implants to titanium and zirconia abutments against *Porphyromonas gingivalis*, *Prevotella intermedia*, and *Fusobacterium nucleatum* under different screw torque values. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2014 Sep [cited 2014 Sep 3];112(3):561–7. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391314000341>
12. MR N. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implant Res*. 1997;8:290–8.
13. Kim SK, Koak JY, Heo SJ, Taylor TD, Ryoo S, Lee SY. Screw loosening with interchangeable abutments in internally connected implants after cyclic loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2012;27(1):42–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22299077>
14. Hamilton A, Judge RB, Palamara JE, Evans C. Evaluation of the fit of CAD/CAM abutments. *Int J Prosthodont* [Internet]. 2013 [cited 2014 Sep 23];26(4):370–80. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23837169>
15. Assenza B, Tripodi D, Scarano A, Perrotti V, Piattelli A, Iezzi G, et al. Bacterial Leakage in Implants With Different Implant–Abutment Connections: An In Vitro Study. *J Periodontol* [Internet]. aap; 2011 Jul 22;83(4):491–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1902/jop.2011.110320>
16. Koutouzis T, Mesia R, Calderon N, Wong F, Wallet S. The Effect of Dynamic Loading on Bacterial Colonization of the Dental Implant Fixture–Abutment Interface: An In Vitro Study. *J Oral Implantol* [Internet]. American Academy of Implant Dentistry; 2014 Aug 1;40(4):432–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-11-00207>
17. Tesmer M, Wallet S, Koutouzis T, Lundgren T. Bacterial Colonization of the Dental Implant Fixture–Abutment Interface: An In Vitro Study. *J Periodontol* [Internet]. aap; 2009 Aug 11;80(12):1991–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1902/jop.2009.090178>
18. Koutouzis T, Wallet S, Calderon N, Lundgren T. Bacterial Colonization of the Implant–Abutment Interface Using an In Vitro Dynamic Loading Model. *J Periodontol* [Internet]. aap; 2010 Nov 2;82(4):613–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1902/jop.2010.100415>
19. Rimondini L, Marin C, Brunella F, Fini M. Internal Contamination of a 2-Component Implant System After Occlusal Loading and Provisionally Luted Reconstruction With or Without a Washer Device. [Internet]. *J. periodontol.* (C) 2001 American Academy of Periodontology: * Department of Oral Pathology and Medicine, University of Milan, Italy.; 2001. p. 1652–7. Available from: <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&PAGE=reference&D=ovfte&NEWS=N&AN=00076694-200112000-00003>
20. Vela-Nebot X, MD DDS, Rodriguez-Ciurana X, Rodado-Alonso C, Segala-Torres M. Benefits of an Implant Platform Modification Technique to Reduce Crestal Bone Resorption. [Internet]. *Implant Dent.* (C) 2006 Lippincott Williams & Wilkins, Inc.: *Private practice in Implantology, Barcelona, Spain.; 2006. p. 313–20. Available from: <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&PAGE=reference&D=ovfth&NEWS=N&AN=00008505-200609000-00017>

21. Tannure Firme C, Vianna Vettore M, Melo M, Maciel Vidigal Jr G. Peri-implant Bone Loss Around Single and Multiple Prosthesis: Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. Quintessence Publishing Company Inc.; 2014 Jan;29(1):79–87. Available from: [10.11607/jomi.3316](http://dx.doi.org/10.11607/jomi.3316)
22. Tesmer M, Wallet S, Koutouzis T, Lundgren T. Bacterial Colonization of the Dental Implant Fixture–Abutment Interface: An In Vitro Study. *J Periodontol* [Internet]. aap; 2009 Aug 11;80(12):1991–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1902/jop.2009.090178>
23. Jansen VK, Conrads G, Richter E-J. Microbial Leakage and Marginal Fit of the Implant-Abutment Interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. Quintessence Publishing Company Inc.; 1997 Jul;12(4):1. Available from: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=ddh&AN=37810085&lang=es&site=ehost-live>
24. Bishti S, Strub JR, Att W. Effect of the implant-abutment interface on peri-implant tissues: A systematic review. *Acta Odontol Scand* [Internet]. 2013;(April):1–13. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23834528>
25. Dos Santos AM. Biomechanical study of prosthetic interfaces : A literature review. *Dent Press Implant*. 2013;7(4):90–8.
26. Steinebrunner L. Implant – abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. 2008;1276–84.
27. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: A short communication. *J Oral Rehabil*. 2006;33(1):75–8.
28. Coppedê AR, Bersani E, de Mattos MDGC, Rodrigues RCS, Sartori IADM, Ribeiro RF. Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2009;22(3):283–6.
29. Saidin S, Abdul Kadir MR, Sulaiman E, Abu Kasim NH. Effects of different implant-abutment connections on micromotion and stress distribution: prediction of microgap formation. *J Dent* [Internet]. Elsevier Ltd; 2012 Jun [cited 2014 Oct 2];40(6):467–74. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22366313>
30. Kano SC. A classification system to measure the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2007;22(6):879–86.
31. Silva F, Fernandes DF, José W. Preload Loss and Bacterial Penetration on Different Implant-Abutment Connection Systems. 2010;21:123–9.
32. Prudente MS, Prado A, Carneiro N, Ant M, Paulo M, Penatti A. with different tightening torques in vitro. 2012;581–7.
33. Callan DP, Cobb CM, Williams KB. DNA Probe Identification of Bacteria Colonizing Internal Surfaces of the Study. 2005;(January):115–20.

34. Berberi A, Tehini G, Rifai K, Bou Nasser Eddine F, Badran B, Akl H. Leakage evaluation of original and compatible implant-abutment connections: In vitro study using Rhodamine B. *J Dent Biomech* [Internet]. 2014 Jan [cited 2014 Nov 13];5:1758736014547143. Available from: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=4206669&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
35. Lucia M, Delgado S. Evaluación de la Estabilidad de la Interfase Implante - Pilar en Pilares de Titanio y Zirconia. 2014;
36. Assenza B, Tripodi D, Scarano A, Perrotti V, Piattelli A, Iezzi G, et al. Bacterial Leakage in Implants With Different Implant – Abutment Connections : An In Vitro Study. 2012;(April):491–7.
37. Cristina D, Alves C, Sérgio P, Carvalho P De. In Vitro Microbiological Analysis of Bacterial Seal at the Implant- Abutment Interface Using Two Morse Taper Implant Models. 2014;25:48–53.
38. Sato S, Pedrazzi V. Microleakage into and from Two-stage implants: An In Vitro Comparative Study. *Int J oral Maxillofac Implant*. 2011;26(1).