



UNIVERSIDAD  
**NACIONAL**  
DE COLOMBIA

# **Micro-filtración de bacterias en la interfase implante-pilar en implantes de conexión interna cónica sometidos a carga dinámica *in-vitro*.**

**Asterlis Buitrago Osuna**

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de Odontología

Bogotá, Colombia

2019



**Micro-filtración de bacterias en la interfase implante-  
pilar en implantes de conexión interna cónica  
sometidos a carga dinámica *in-vitro*.**

**Asterlis Buitrago Osuna**

Tesis presentada como requisito parcial para optar al título de:

**Magíster en Odontología**

Director (a):

Msc. Doctora Martha Lucia Sarmiento Delgado. Prostodoncista.

Codirector (a):

Msc.Doctora María Claudia Castro Zárate. Periodoncista.

Línea de investigación:

Materiales dentales

Grupo de investigación:

Biomecánica.

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de Odontología

Bogotá, Colombia

2019



*A mi familia, la roca que sostiene mi vida.*



## **Agradecimientos**

Agradezco enormemente a la Dra. Martha Lucia Sarmiento Delgado por su apoyo incondicional, su voz de ayuda y su trabajo arduo por lograr nuestras metas.

A la Dra. Sandra Henao por su ayuda, fundamental para el desarrollo de este trabajo.

Al Dr. Julián Espinel y el Dr. Santiago García por su ayuda desinteresada, su apoyo y confianza.

A Alexander Vargas por la orientación y disposición para ayudar en el desarrollo de este trabajo.





## Resumen

Los implantes de dos componentes se utilizan con buenos porcentajes de éxito. Sin embargo, la interfase implante-pilar es una zona de alto riesgo de falla debido a que recibe parte del esfuerzo de la carga oclusal generando desajuste, micro-movimiento, aflojamiento y fractura del tornillo de fijación. Estos fenómenos pueden contribuir a la formación de un espacio que permite la movilización de bacterias hacia y desde dentro del implante.

El tipo de conexión es el principal factor que influye en el comportamiento de la interfase, por tal motivo se ha evaluado la adaptación y capacidad de selle de conexiones internas y externas, siendo la conexión interna cónica aquella que demuestra mejores propiedades. De modo que, es relevante estudiar el comportamiento de las diferentes conexiones internas cónicas, dado que cada marca tiene particularidades geométricas que cambian sus propiedades. Por lo tanto, el objetivo de este estudio fue, evaluar la micro-filtración de *Escherichia coli* en la interfase implante-pilar de implantes de conexión interna cónica.

**Materiales y métodos:** Para realizar la medición de la interfase implante-pilar ( $\Delta\alpha$ ) se utilizó el microscopio óptico de variación focal ALICONA. Para evaluar la filtración de bacterias en la interfase antes y después de carga, se sumergieron los complejos implante pilar de marca Ankylos y Neodent (N=5) en caldo BHI contaminado con *E.coli*, se tomaron muestras de la porción interna del implante y se evaluó la presencia de microorganismos utilizando cuatro metodologías diferentes. Los ensayos de carga cíclica se realizaron según la norma ISO 14801:2016.

**Resultados:** El  $\Delta\alpha$  de AN es 5,73° y de NE 5,82°. La filtración encontrada sin carga fue del 20% para el grupo NE y 0% para AN. Durante la carga, en el grupo AN aumentó a un 40%, mientras en NE disminuyó al 0%.

**Conclusiones:** La interfase es menor en los implantes NE mientras es más precisa en los AN. Ninguna conexión fue capaz de impedir el paso e bacterias en el 100%.

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

## Abstract

Internal conical connection implants have shown to be effective; however, the implant abutment connection is a high risk of failure area as it receives part of the effort coming from the occlusal load which, in turn, causes misfits, micro-movements, screw loosening and fracture. Such phenomena may contribute to the development of microgaps that allow the leakage of bacteria towards and from within the implant.

The type of connection is the key factor that affects the interface behavior and that is why the adaptation and seal system of internal and external abutments have been thoroughly assessed. Internal conical connections have proved to have the best features. Hence the importance of studying the behavior of different internal conical connections, given the geometric specificities for each brand that, in turn, have a direct effect on their specific features. The aim of this study was to assess the outside-in micro-leakage of *Escherichia coli* at the implant-abutment (I-A) interface of different internal conical connection implants.

**Materials and methods:** In order to assess the implant abutment interface ( $\Delta\alpha$ ), an ALICONA focus variation microscope was used to determine the bacteria leakage both under loaded and unloaded conditions. Some Ankylos and Neodent (N=5) abutments were submerged in Brain heart infusion broth (BHI) inoculated with *Escherichia coli*, afterwards, some samples were taken from the internal part of the implant by means of four different methodologies. The Cyclic load assays were performed in compliance with ISO 14801:2016.

**Results:** The  $\Delta\alpha$  of AN is 5.73 ° and for NE 5.82 °. The filtration found under non-loaded condition was 20% for the NE group and 0% for AN. During loading, in the AN group it increased to 40%, while in the NE it decreased to 0%.

**Conclusions:** The interface is smaller in the NE implants while it is more accurate in the AN. No connection was able to prevent the passage of bacteria in 100%.

**Keywords:** Bacterial load, dental implants, implant-abutment interface, titanium, microbiology, CAD / CAM.

# Contenido

Contenido	Pág.
<b>1. Generalidades .....</b>	<b>3</b>
1.1 Justificación.....	3
1.2 Planteamiento del Problema .....	4
1.3 Pregunta de investigación .....	5
1.4 Conceptos Generales.....	6
1.4.1 Pilar: Componente atornillado que se conecta al implante dental y sirve para soportar y/o retener una prótesis.....	6
1.4.2 Tornillo de fijación: Aditamento (tornillo) que une el pilar al implante. ....	6
1.4.3 Interfase implante/pilar: zona de unión entre el implante y el elemento protésico .....	6
1.4.4 Cono Morse: .....	6
1.4.5 Turbidez:.....	6
1.4.6 Unidad formadora de colonia. ....	6
1.4.7 Precisión.....	6
1.4.8 Ajuste .....	7
1.4.9 Espectrofotometría: .....	7
1.4.10 Absorbancia:.....	7
1.4.11 Filtración .....	7
1.4.12 Conicidad.....	<b>¡Error! Marcador no definido.</b>
1.4.13 Tolerancias dimensionales. ....	7
1.4.14 Tolerancias de fabricación.. ....	7
1.4.15 Microscopía de variación focal: .....	7
1.5 Objetivos .....	8
1.5.1 Objetivo general.....	8
1.5.2 Objetivo específico .....	8
1.6 Hipótesis .....	8
1.6.1 Hipótesis nula 1. ....	8
1.6.2 Hipótesis alterna 1. ....	8
1.6.3 Hipótesis nula. ....	8
1.6.4 Hipótesis alternativa.....	8
<b>2. Estado del Conocimiento .....</b>	<b>10</b>
2.1 Evolución de los tipos de conexión.....	10
2.1.1 Conexión interna cónica .....	11
2.2 Interfase implante-pilar de conexiones TIS.....	12
2.2.1 Metodologías para la medición de la interfase implante-pilar .....	14

2.2.2	Microscopia óptica de variación focal .....	16
2.3	Micro-filtración en sistemas de implantes.....	18
<b>3.</b>	<b>Materiales y Métodos.....</b>	<b>21</b>
3.1	Tipo de Investigación .....	21
3.2	Unidades Experimentales .....	22
3.3	Caracterización de las muestras .....	23
3.3.1	Composición de implante y pilar .....	23
3.3.2	Medición de la conicidad ( $\alpha$ ) y la interfase implante-pilar o ( $\Delta\alpha$ ) .....	23
3.3.3	Determinación del método de medición de ( $\Delta\alpha$ ) .....	24
3.3.4	Medición 360° del cono .....	25
3.4	Evaluación de la micro-filtración.....	25
3.4.1	Evaluación de la micro-filtración en condición de no carga.....	26
3.5	Desarrollo del dispositivo para ensayo de carga .....	29
3.5.1	Fijación del implante.....	30
3.5.2	Montaje del ensayo .....	31
3.6	Diseño experimental .....	32
<b>4.</b>	<b>Resultados .....</b>	<b>34</b>
4.1	Objetivo 1 .....	34
4.1.1	Caracterización de las muestras .....	34
4.1.2	Selección del método de medición. ....	36
4.1.3	Resultados de la medición de la conicidad ( $\alpha$ ) y la interfase implante-pilar ( $\Delta\alpha$ ). 37	
4.2	Objetivo 2:.....	41
4.2.1	Micro-filtración en condición de no carga.....	41
4.2.2	Micro-filtración en condición de carga .....	
4.3	Objetivo 3 .....	44
<b>5.</b>	<b>Discusión.....</b>	<b>46</b>
5.1	Conclusiones .....	57
5.2	Recomendaciones .....	
<b>6.</b>	<b>Bibliografía.....</b>	<b>61</b>

## Lista de figuras

### P

- Figura 1. a) Conexión externa hexagonal: implante, pilar y tornillo de fijación. Tomado y editado de (12) . b) Geometrías de la conexión interna de izquierda a derecha: octogonal, hexagonal y trilobulada. Tomado y editado de (13). ..... 11
- Figura 2. Tipos de conexiones cónicas: a) Conexión TIF en un implante conexión como Morse verdadera, note que las paredes con casi paralelas. b) Conexión TIS, pilar con tornillo de fijación integrado. Imagen tomada de (10) ..... 12
- Figura 3. Metodología para determinar el tamaño del micro-espacio a nivel de la interfase implante-pilar- Tomado y editado de (14). ..... 14
- Figura 4. Complejo implante-pilar. a) Marca Ankylos b) Marca Neodent..... 22
- Figura 5. Pasos para la evaluación de la filtración en condición de no carga. a) Sellado de la chimenea b) Sumersión del complejo implante-pilar en caldo BHI inoculado con *E. coli*. c) 10 implantes, control positivo y negativo en procesamiento. .... 28
- Figura 6. Toma de la muestra de la parte interior del implante. a) 24 horas después de sumergir los complejos implante-pilar en medio BHI control negativo, control positivo e implante NEO. b) Toma de la muestra de la porción interna del implante con un cono de papel estéril c) cono sumergido en caldo BHI (imágenes propias)..... 29
- Figura 7. Montaje del implante en la matriz. El paralelómetro permite la ubicación concéntrica y paralela del implante en la matriz de resina. .... 31
- Figura 8. Dispositivo de carga cíclica. a) Imagen del dispositivo de carga cíclica 1. Sistema yugo escocés 2. Celda de carga 3. Actuador 4. Cápsula externa. b) Cápsula interna. Obsérvese el actuador en contacto con la hemiesfera de zirconia. Montaje del implante según lo ilustrado en c.(imágenes propias) c) Montaje según la norma ISO 14801 de 2016. Figura tomada y editada de (21) ..... 32

## Lista de tablas

	<b>Pág.</b>
Tabla 1. Metodologías para la medición de la interfase implante-pilar. ....	16
Tabla 2. Metrología geométrica: ramas y áreas de actuación (10). ....	16
Tabla 3. Parámetros utilizados para la medición de las conicidades del implante y el pilar para el método Medición 360° del cono. ....	25
Tabla 4. Resultados caracterización química. La tabla muestra los porcentajes de cada elemento tanto en el implante como en el pilar. ....	35
Tabla 5. Resultados de las tres metodologías. La tabla muestra la media, varianza y desviación estándar. ....	37
Tabla 6. Resultados de la medición de la conicidad $\alpha$ y la interfase $\Delta\alpha$ por cada grupo. .	39
Tabla 7. Resultados de la filtración por grupos y con cada metodología utilizada. ....	42

## Lista de Gráficos

Gráfica 4.1. Gráfico de caja y bigotes para la diferencia de las conicidades ( $\Delta\alpha$ ) entre los grupos.....	41
Gráfica 4-2. Gráfico de correlación entre unidades formadoras de colonia y $\Delta\alpha$ en el grupo AN.	
Gráfica 4-3 Gráfico de correlación entre unidades formadoras de colonia y $\Delta\alpha$ en el grupo AN.....	44



## Lista de Símbolos y abreviaturas

### Símbolos con letras latinas

Símbolo	Término	Unidad SI	Definición
$^{\circ}\text{C}$	Temperatura Celcius	Grado celcius	
$^{\circ}$	Grados de angulación		
N	Fuerza	Newton	$1\text{N}=1\text{ Kg} \cdot \text{m/s}^2$
Hz	Frecuencia de oscilación	Hertz	Ciclo por segundo
Ti	Titanio		
Al	Aluminio		
Va	Vanadio		

### Símbolos con letras griegas

Símbolo	Término	Unidad SI	Definición
<i>Mm</i>	Micras	Micras	Unidad de medida
<i>A</i>	Alpha	Grados	Grados del semiángulo
$\Delta\alpha$	Delta alpha	Grados	Diferencia entre semiángulos

### Superíndices

Subíndice	Término
®	Marca registrada
™	Marca registrada

### Abreviaturas

Abreviatura	Término
UFCs	Unidades formadoras de colonia
BHI	Por sus siglas en inglés. Infusión cerebro corazón

**Abreviatura Término**

---

<i>AN</i>	Ankylos
<i>NE</i>	Neodent
<i>TIS</i>	Por sus siglas en inglés: tapered internal screw
<i>TIF</i>	Por sus siglas en inglés: Taperes interference fit
<i>MEB</i>	Microscopía electrónica de barrido
<i>E. coli</i>	<i>Escherichia coli</i>
<i>P. Intermedia</i>	<i>Prevotella intermedia</i>
<i>P.g</i>	<i>Porphyromonas gingivalis</i>
<i>A.a</i>	<i>Aggregatibacter actinomycetemcomitans</i>

# Introducción

Los criterios para definir el éxito en implantología han estado en constante discusión, sin embargo, es claro que la estabilidad de los tejidos de soporte (blandos y duros) es un factor primordial que se relaciona de manera directa con la longevidad a largo plazo del tratamiento quirúrgico-restaurador (1).

La pérdida ósea marginal ha sido considerada como un evento normal posterior a la inserción de los aditamentos protésicos, esta se extiende hasta 2mm<sup>2</sup> apical o máximo hasta la primera rosca del implante durante el primer año de carga y posteriormente máximo 0,2mm por cada año adicional. Algunos autores lo han asociado a la conformación del espacio biológico peri-implantar (1)(2).

La progresión de la pérdida ósea está influenciada por múltiples factores, relacionados con diferentes condiciones generales y locales. En cuanto al estado general del paciente, factores como los hábitos (fumar, consumo de alcohol, frecuencia y técnica de cepillado), la naturaleza y la arquitectura ósea, los factores microbiológicos y la susceptibilidad genética. A nivel local, el tipo de restauración, los factores mecánicos, el momento de la colocación del implante, la distancia entre los implantes y la selección de los mismos (la superficie, el diseño macro y microscópico, el uso de plataforma reducida y el tipo de conexión) (3)(4).

Existen variedad de tipos y marcas de implantes con diferentes características superficiales y geométricas. La amplia gama de posibilidades se debe a la evolución que

se ha realizado en el diseño en respuesta a la demanda estética y funcional (2). Inicialmente se usó ampliamente la conexión externa y posteriormente las conexiones internas y la conexión cónica. Dentro de las conexiones cónicas existen diferencias geométricas tales como: la presencia de índices, variación en la altura de la zona de acoplamiento y la conicidad. Estas características le confieren cambios en el comportamiento mecánico y el ajuste. En cavidad oral la precisión y el comportamiento en la escala micro y submicrométrica es muy relevante, dada la relación biológica con bacterias, hongos y productos bacterianos que actúan a esa escala.

Es importante resaltar que, la causa de la pérdida ósea no se asocia siempre al componente infeccioso, no obstante, este ha sido considerado como uno de los principales factores causales de la falla en implantes(5). El componente microbiológico ha sido asociado de manera contundente con el establecimiento y la progresión de la enfermedad peri-implantar, que afecta la estabilidad de los tejidos de soporte. Microorganismos del complejo rojo se han encontrado en lesiones de mucositis y peri-implantitis en diferentes proporciones a los implantes en condición de salud(6).

Por otra parte, la relación entre el desempeño mecánico y biológico de los implantes juega un rol importante en la estabilidad tisular y de la conexión, y por lo tanto de la rehabilitación. La tribocorrosión es definida como la transformación irreversible de un material inducida por la acción simultánea de interacciones químicas, mecánicas (desgaste) y electroquímicas (corrosión), en superficies sujetas a contacto relativo y movimiento(7)(8). De manera similar, la cavidad oral se comporta como un escenario hostil, capaz de inducir cambios de este tipo en los implantes dentales, por su naturaleza húmeda, cambiante y por el componente mecánico de la carga masticatoria.

De acuerdo al panorama expuesto se considera relevante evaluar aspectos de la macrogeometría de los implantes de conexión interna cónica, con el fin de entender su comportamiento y fortalecer las herramientas para la toma de decisiones clínicas. De igual forma, es pertinente profundizar en la relación que estos factores geométricos establecen con el desempeño biológico y generar soluciones a las preocupaciones que nacen tanto del estudio de tipo investigativo como de el quehacer clínico.





# 1.Generalidades

## 1.1 Justificación

Uno de los mayores retos en el ensamblaje de los sistemas de implantes es lograr la adaptación pasiva de los componentes que permita el ajuste adecuado para prevenir la filtración de microorganismos y diferentes sustancias a través de la interfase implante-pilar, con el fin de minimizar la posibilidad de generar reacción inmune en los tejidos peri implantares y mantener la estabilidad de la cresta ósea (9).

El tipo de conexión es un factor determinante en la estabilidad, el tamaño de la interfase y afecta potencialmente el riesgo de colonización por microorganismos(10). Tripodi *et al* (11) evaluaron la filtración de bacterias a través de la interfase implante-pilar de implantes de conexión interna hexagonal y cónica por 28 días, en condiciones estáticas. Observaron que todas las conexiones mostraron algún grado de filtración y que algunas de las muestras demoraron más tiempo en filtrar. La conexión interna cónica mostró filtración hasta 22 días después de iniciar el ensayo; similares observaciones fueron publicadas por Nascimento *et al* (12), quienes evaluaron la filtración de bacterias utilizando saliva humana, en condiciones estáticas y dinámicas, con implantes de conexión hexagonal externa, hexagonal interna y cono Morse (SIN, Sistema de Implante Nacional); concluyeron que todas las conexiones filtraron, en condiciones estáticas y dinámicas, la conexión cono Morse filtró en menor proporción. Posteriormente D'Ercole *et al* (13), evaluaron la filtración de bacterias en condiciones estáticas y dinámicas, utilizando implantes de conexión cono Morse (Universal II CM, Implacil, De Bortoli, Sao

Paulo, Brasil), donde observaron que tanto el grupo en condiciones estáticas, como el grupo en condiciones dinámicas filtraron, además, no mostraron diferencias significativas entre antes y después de ser sometidos a carga cíclica. Estos resultados muestran que hasta el momento ningún tipo de conexión es capaz de proveer un selle hermético a nivel de la interfase.

Enmarcados en el Grupo de investigación en Biomecánica de la Universidad Nacional de Colombia, línea de implantes dentales, a la fecha se han realizado dos trabajos investigativos al respecto: el primero (Tesis) (14) una evaluación de la estabilidad de la interfase implante-pilar de pilares en titanio y zirconia y el segundo (Trabajo de grado) (15) una evaluación de la filtración de bacterias en la interfase implante-pilar en implantes de conexión hexagonal interna. En los dos trabajos citados se logró evidenciar las falencias de los implantes de conexión interna hexagonal en concordancia con lo encontrado en la literatura. Por consiguiente, el presente trabajo evalúa las características y el comportamiento de la conexión interna cónica. Este tipo de conexión presenta variaciones en la angulación y altura del cono interno, que a su vez le confieren diferentes propiedades biológicas y mecánicas que deben ser evaluadas, con el fin de conocer su comportamiento y de evidenciar falencias que permitan desde una sinergia entre la ingeniería y la biología plantear soluciones encaminadas a mejorar los procesos de fabricación y consecuentemente ofrecer a los pacientes alternativas con alto grado de calidad, precisión y seguridad.

## **1.2 Planteamiento del Problema**

Los sistemas de implantes de dos piezas que utilizan pilares retenidos mediante tornillo de fijación, han sido utilizados ampliamente (16), las tasas de éxito pueden variar entre 97-99. Sin embargo, las evaluaciones longitudinales han reportado complicaciones mecánicas y microbiológicas, debido al aflojamiento de los pilares o presencia de inflamación en los tejidos circundantes.

Frente a dicho panorama, los implantes de conexión interna cónica fueron diseñados con el fin de mejorar las propiedades biomecánicas, y han sido comparados con sistemas de diferentes características (conexión externa hexagonal e interna). No obstante, hasta el momento ningún tipo de implante ha demostrado la capacidad de impedir el paso de bacterias y sus productos. Es bien conocido que el comportamiento de la interfase implante-pilar está determinado por el ajuste de los componentes, el material del tornillo



de fijación, el tipo de conexión y las características de la superficie. De modo que, las tolerancias de fabricación cobran gran importancia dada la necesidad de lograr precisión a una escala sub-micrométrica.

En consecuencia, es relevante evaluar el tamaño de la interfase implante-pilar y la capacidad de sellamiento de diferentes tipos de implantes, con el fin de contribuir a la toma de decisiones clínicas sustentadas con evidencia que dé cuenta de las ventajas y desventajas de cada sistema, además, que sea la base para fortalecer interacción entre disciplinas, en este caso la odontología y la ingeniería.

### **1.3 Pregunta de investigación**

¿Existe un cambio significativo en la filtración de *E. coli* en la interfase implante-pilar de implantes de conexión interna cónica con diferentes grados de angulación del cono interno en presencia y ausencia de carga dinámica?

## 1.4 Conceptos Generales

- 1.4.1 **Pilar:** Componente atornillado que se conecta al implante dental y sirve para soportar y/o retener una prótesis (17).
- 1.4.2 **Tornillo de fijación:** Aditamento (tornillo) que une el pilar al implante (17).
- 1.4.3 **Torque:** Fuerza aplicada al tornillo de fijación (17).
- 1.4.4 **Interfase implante-pilar:** zona de unión entre el implante y el elemento protésico
- 1.4.5 **Cono Morse:** conexión basada en el principio de “cono en un cono”, ampliamente utilizada en ingeniería, desarrollada por Stephen Ambrose Morse in 1864 (18).
- 1.4.6 **Turbidez:** cambio en la transparencia de un líquido asociado a la multiplicación de bacterias.
- 1.4.7 **Unidad formadora de colonia:** parte del concepto de que cada bacteria viva crece y se divide para producir una sola colonia. En algunos casos particulares, las bacterias se unen en cadenas o grupos, por lo tanto, a menudo una colonia resulta, no de una sola bacteria, sino de segmentos cortos de una cadena o de un grupo bacteriano
- 1.4.8 **Precisión:** grado con el que un instrumento produce indicaciones repetidas en la medición del mismo patrón (19).

- 1.4.9 Ajuste:** conjunto formado por un par de elementos mecánicos tales que poseyendo la misma dimensión nominal , pueda establecerse entre ellos un acoplamiento de tipo machihembrado. Dependiendo de que una vez establecido el montaje, este tenga movimiento libre o no de na pieza con respecto a la otra el ajuste podrá ser móvil o con apretamiento (20).
- 1.4.10 Espectrofotometro:** instrumento utilizado para medir la turbidez. Un haz de luz se transmite a travez de una suspensión bacteriana a un detector sensible a la luz, a medida que aumenta el número de bacterias, menos luz llegará al detector. Este cambio de luz se registrará en la escala del instrumento como el porcentaje de transmisión. Su fundamento se debe a la capacidad de las moléculas para absorber radiaciones(21).
- 1.4.11 Filtración:** alojamiento de bacterias y otros productos en los espacios de los ensamblajes implante-pilar(13).
- 1.4.12 Tolerancias dimensionales:** se define como la diferencia entre el valor mínimo y máximo aceptable para una determinada magnitud (20).
- 1.4.13 Tolerancias de fabricación:** es la tolerancia resultante de la fabricación con un cierto método y unos ciertos medios (20).
- 1.4.14 Microscopía de variación focal:** la variación focal combina la poca profundidad de foco en un sistema óptico de escaneo vertical para proveer información topografica y de color desde la variación de focos. Contiene varios sistemas de lentes y varios objetivos que permiten diferentes resoluciones (22).

## 1.5 Objetivos

### 1.5.1 Objetivo general

Evaluar los cambios en el tamaño de la interfase y en la micro filtración de bacterias en la interfase implante-pilar de implantes de conexión interna cónica con diferentes grados de angulación del cono, sometidos a carga dinámica.

### 1.5.2 Objetivo específico

- Cuantificar el tamaño de la interfase implante pilar antes y después de someter el complejo implante-pilar a carga dinámica.
- Evaluar la cantidad de bacteria *E. coli* que se filtran desde afuera hacia adentro del implante en presencia o ausencia de carga dinámica.
- Comparar el comportamiento del tamaño de la interfase y la filtración de bacterias.

## 1.6 Hipótesis

**1.6.1** Hipótesis nula 1: La variación en la conicidad es igual para los dos grupos

**1.6.2** Hipótesis alterna 1: La variación en la conicidad es diferente entre grupos

**1.6.3** Hipótesis nula 2: La filtración se comporta igual en condiciones de estáticas y de carga dinámica.

**1.6.4** Hipótesis alternativa 2: Hay diferencia en la filtración de *E. coli* cuando se evalúa con carga dinámica y de manera estática.



## **2.Estado del Conocimiento**

### **2.1 Evolución de los tipos de conexión**

Uno de los retos en implantología ha sido obtener un sistema de conexión que cumpla con los requerimientos estéticos y funcionales necesarios para obtener una rehabilitación exitosa en términos estéticos, biológicos y mecánicos posterior a una correcta oseointegración del implante.

El diseño de la conexión debería facilitar el correcto establecimiento del tejido blando, contribuir a la longevidad del tratamiento rehabilitador y promover restauraciones estéticas y funcionales (20). Debido a esto, a través de los años se han introducido cambios a nivel de la conexión, que proveen diferencias funcionales de carácter relevante para cada tipo de sistema.

La conexión externa hexagonal consiste en un hexágono de altura variable que sobresale de la plataforma del implante (Figura 1a). Las ventajas reportadas son: el sistema anti-rotacional dado por el hexágono, compatibilidad con otras marcas de implantes y la reversibilidad. Dentro de sus desventajas se encuentra los micro-movimientos, debido a la baja altura del hexágono, la fractura del tornillo de fijación entre un 7% a 49%, el tamaño de interfase amplio, la pérdida ósea marginal y la baja resistencia a las fuerzas laterales (23).

La conexión interna se introduce con el fin de mejorar aspectos relacionados con la estabilidad. Su disposición geométrica (hexagonal, octogonal, triangular, trilobular y cónica) en la porción interna del implante y su ajuste que se da gracias a la interposición del elemento protésico en el implante, lo que brinda un mejor acople entre las partes (Figura 1b). Las ventajas de esta conexión son: mejoramiento en la distribución de esfuerzos, aspecto que protege el tornillo de fijación, adicionalmente contiene un

mecanismo anti-rotacional y la altura del hexágono puede ser mayor lo que mejora su resistencia a fuerzas laterales. Dentro de sus desventajas se encuentra la fragilidad de las paredes del implante y la fractura del tornillo de fijación (20)(23).

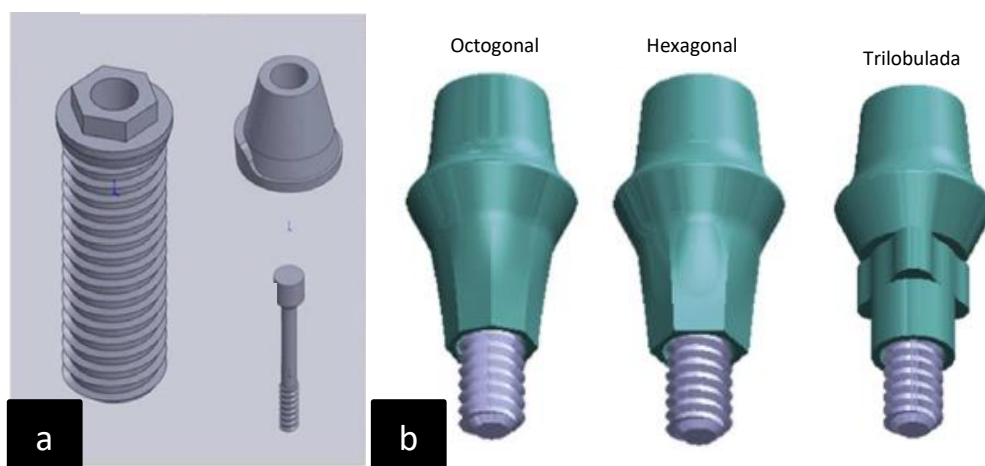


Figura 1. a) Conexión externa hexagonal: implante, pilar y tornillo de fijación. Tomado y editado de (24) . b) Geometrías de la conexión interna de izquierda a derecha: octogonal, hexagonal y trilobulada. Tomado y editado de (25).

### 2.1.1 Conexión interna cónica

La conexión interna cónica está basada en el principio de “cono en un cono”. Fue desarrollada por Stephen Ambrose Morse en 1864, ha sido ampliamente utilizada en ingeniería y fue introducida a la implantología por Thomas D. Driskell en 1985 por la compañía Bicon™ en los Estados Unidos.

Desde 1997 la Asociación Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) regula este tipo de aditamentos y establece que para ser considerado un Cono Morse la suma de los ángulos internos de los componentes debe ser menor a  $3,014^\circ$  de divergencia (18). Aquellos conos cuyo valor es superior a  $3,014^\circ$  son considerados cónico con tornillo, pues requieren el uso de tornillo de fijación.

Diferentes autores han clasificado las conexiones cónicas de acuerdo a las características del implante y del pilar; Aguirrebeitia *et al* describen que la conexión como Morse consta de un semi-ángulo  $\alpha$  entre 1-3°. Como consecuencia, la fuerza de remoción del pilar es enorme dependiendo de la fuerza compresiva aplicada. En cambio, el sistema cono de bloqueo tiene un semi-ángulo mayor (5-9°), con una fuerza de remoción del pilar menor (26). Bozkaya *et al* clasificaron las conexiones con base en el tipo de pilar a saber. Pilar con tornillo integrado (TIS, por sus siglas en inglés), caracterizado por ser cónico con un tornillo de fijación integrado (Figura 2a) y el ajuste de interferencia cónico (TIF), que no requiere tornillo de fijación (27) (Figura 2b).

Este tipo de conexiones proveen una zona de contacto amplia entre el implante y el pilar que resulta en una alta fricción entre las superficies, mejorando la estabilidad y protegiendo el tornillo de fijación por su alta resistencia a las fuerzas de torsión (28).

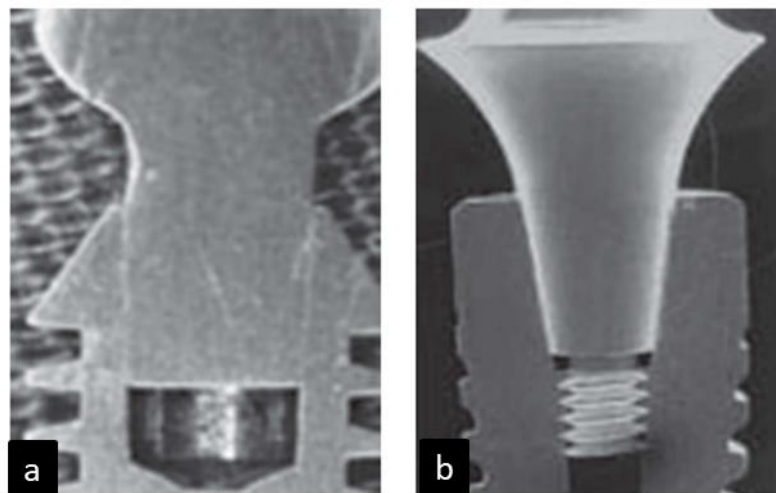


Figura 2. Tipos de conexiones cónicas: a) Conexión TIF en un implante conexión como Morse verdadera, note que las paredes con casi paralelas. b) Conexión TIS, pilar con tornillo de fijación integrado. Imagen tomada de (18).

## 2.2 Interfase implante-pilar de conexiones TIS

La estabilidad de la interfase implante-pilar es el factor que determina la confiabilidad del mecanismo de conexión y el éxito a largo plazo de la restauración. La falta de ajuste trae como consecuencia el incremento de cargas distribuidas hacia el hueso, invasión de bacterias a nivel de la interfase y complicaciones protésicas como aflojamiento o fractura del tornillo de fijación que se deben principalmente a una inadecuada precarga, además



---

de la falta de acoplamiento en las zonas de contacto y las características rotacionales (presencia de indicadores de posición) (27).

La eficiencia de la conexión es entendida como la relación entre el torque de aflojamiento y el torque de apretamiento. Dicha eficiencia está influenciada por el ángulo de inclinación del cono, de modo que, al aumentar ángulo de  $1^\circ$  a  $10^\circ$ , disminuye la eficiencia de 0,97 a 0,9 (27).

El comportamiento de los implantes TIS se concentra en la sección cónica del pilar. Se ha demostrado que más del 86% del torque de apretamiento y 98% de torque de aflojamiento se compensan por la resistencia de fricción en la sección cónica. Así, si el coeficiente de fricción disminuye, decrece la eficiencia. El coeficiente de fricción se ve afectado por diferentes causas tales como las propiedades mecánicas, la rugosidad de las superficies de contacto, la exposición a contaminantes y las tolerancias de manufactura (27).

En cuanto a las propiedades de la conexión en función, se ha evaluado la resistencia mediante elementos finitos y métodos experimentales (test de resistencia a la fractura, a la fatiga). Estas pruebas han demostrado mayor resistencia a la flexión y una distribución más uniforme de las cargas inducidas fuera del eje axial, sin embargo, la carga masticatoria es capaz de generar espacios a nivel de la interfase e incluso deformaciones en el material, que en últimas influye de manera directa en su capacidad de impedir el paso de microorganismos y sustancias que circulan en el medio oral. De allí la relevancia del estudio de las tolerancias de manufactura.

Aguirrebeitia *et al* afirman que existen dos factores importantes en las conexiones cónicas para evaluar el tamaño de la interfase: el semi-ángulo  $\alpha$ , esencial en el acoplamiento cónico. Al ejercer una fuerza compresiva en el pilar se genera un fenómeno de acuñamiento o bloqueo. En tal caso varía la fuerza de extracción del pilar. A partir de la ecuación de equilibrio estático, se demuestra que este fenómeno de acuñamiento ocurre si la tangente de  $\alpha$  ( $\text{tg}\alpha$ ) es menor que el coeficiente de fricción entre las partes de acoplamiento ( $\mu$ ) ( $\text{tg}\alpha < \mu$ ). En los implantes con semi-ángulos  $\alpha$  menores a  $3^\circ$  la fuerza de extracción puede ser enorme (26). Como segundo factor encontramos el  $\Delta\alpha$ , definido como la diferencia entre la conicidad del implante y la del pilar. Esta diferencia puede ser positiva o negativa. Un valor negativo indica la presencia de un espacio desde antes de

iniciar el ciclo masticatorio y es indeseable. Tanto mayor sea el  $\Delta\alpha$ , menor será el micro-espacio resultante. Estas diferencias a nivel micrométrico están ligadas a las tolerancias de manufactura. De ahí que las variaciones durante el maquinado de las partes cobren relevancia en el ajuste, el tamaño de la interfase y el desempeño durante el ciclo masticatorio (Figura 3).

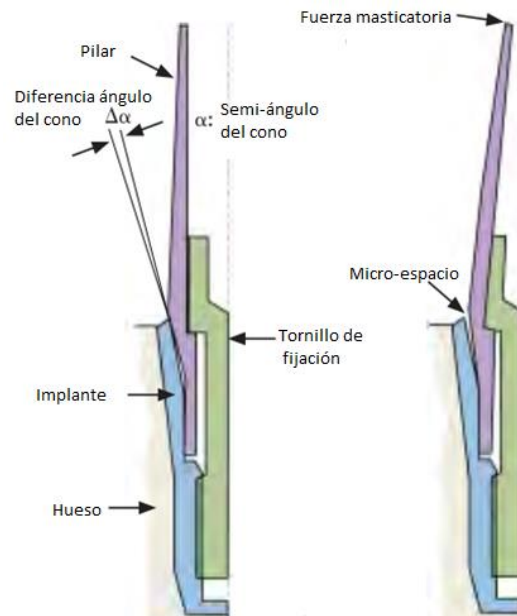


Figura 3. Metodología para determinar el tamaño del micro-espacio a nivel de la interfase implante-pilar- Tomado y editado de (26).

### 2.2.1 Metodologías para la medición de la interfase implante-pilar

Existen diferentes metodologías para medir el tamaño de la interfase implante-pilar, consignadas en la tabla 2. Cada método ofrece ventajas y desventajas. Una de las principales desventajas se asocia a la necesidad de realizar modificaciones en la geometría de los pilares con el fin de mejorar la visibilidad en la zona de acople implante-pilar, tales como, la sección en el eje longitudinal del complejo implante-pilar con el fin de obtener una vista de los componentes internos de la interfase, que destruye la muestra.

Por otra parte, algunas de ellas como la MEB permite realizar mediciones indirectas, dado que el instrumento no está acondicionado con los mecanismos de medición.

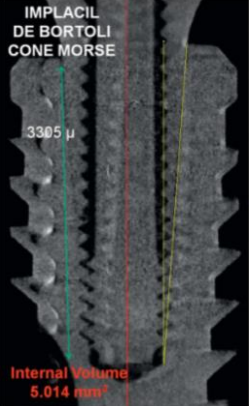
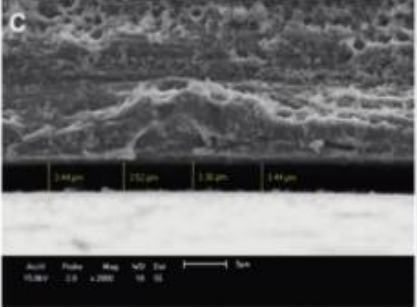
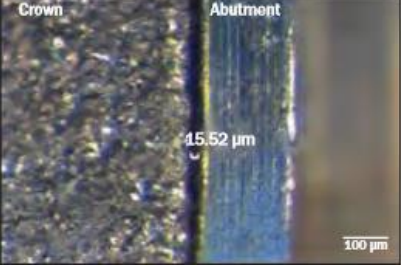
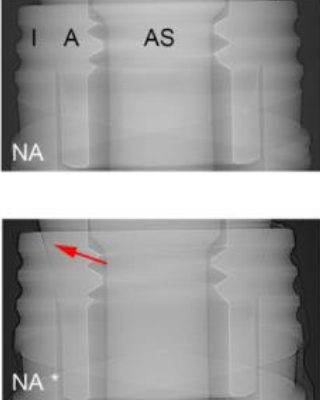
METODOLOGIA	DESCRIPCIÓN	IMÁGENES OBTENIDAS	REF
Micro tomografía rayos x Skyscan1072	Detección de espacios y zonas de contacto. No destructiva, no invasiva, 3D.	 <p>IMPLACIL DE BORTOLI CONE MORSE</p> <p>3305 <math>\mu</math></p> <p>Internal Volume 5.014 mm<sup>3</sup></p>	(29)
MEB microscopia electrónica de barrido.	Implante y pilar ensamblados. Corte del pilar con disco de diamante 1mm coronal a la plataforma para eliminar la porción más ancha del pilar y exponer la interfase de manera perpendicular. Prueba destructiva, evalúa la interfase en un solo punto.	 <p>C</p> <p>0.14 <math>\mu</math> 0.20 <math>\mu</math> 0.26 <math>\mu</math> 0.41 <math>\mu</math></p> <p>Scale: 10.0kV 2.0 1.000 10 10</p>	(30)
Estereomicroscopio SteREO Discovery V20	No hay descripción.	 <p>Crown Abutment</p> <p>45.52 <math>\mu</math>m</p> <p>100 <math>\mu</math>m</p>	(31)
Radiografía con Sincrotron	No destrucción de la muestra.	 <p>I A AS</p> <p>NA</p> <p>NA *</p>	(32)

Tabla 1. Metodologías para la medición de la interfase implante-pilar.

Existen instrumentos que permiten realizar mediciones directas y confiables a nivel tanto de la macro-, como la micro-geometría de diferentes elementos por medio de la metrología. En este sentido, la metrología dimensional hace parte de la metrología geométrica, esta posee una magnitud característica que es la longitud, de la cual derivan otras como la superficie y el volumen. La metrología geométrica abarca más aspectos que el dimensional, estudia las formas, las orientaciones, las situaciones y la oscilación de las piezas, elementos constituyentes de la macro-geometría. Por su parte la micro geometría ocupa el estudio de las características de superficie (20).

METROLOGIA GEOMÉTRICA					
Macrogeometría					Microgeometría
Dimensiones	Formas	Orientaciones	Situaciones	Oscilación	Características superficiales
Longitud	Rectitud	Paralelismo	Posición	Radial	Perfil completo
Ángulo	Planitud	Perpendicularidad	Concentricidad	Axial	Ondulación
	Redondez	Inclinación	Simetría		Rugosidad
	Cilindricidad				
	De cualquier línea				
	De cualquier superficie				

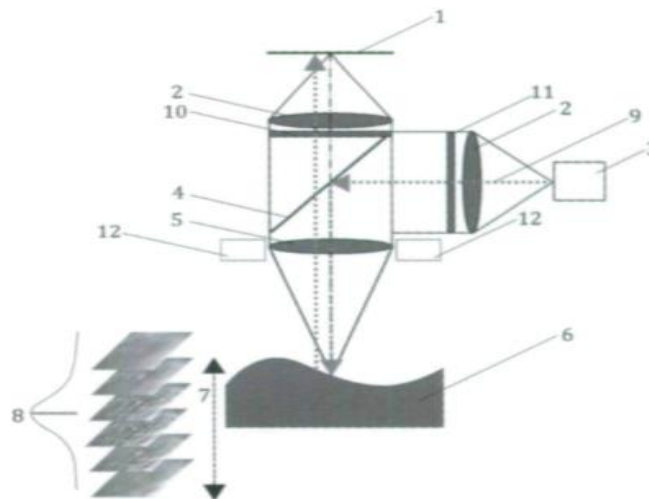
Tabla 2. Metrología geométrica: ramas y áreas de actuación. Tomada de (20).

### 2.2.2 Microscopia óptica de variación focal.

La variación focal combina la pequeña profundidad de enfoque de un sistema óptico con la exploración vertical para proporcionar información topográfica y de color a partir de la variación del enfoque en combinación con un hardware de aislamiento de vibración que permite la medición de forma y superficie. El componente principal contiene varios sistemas de lentes que pueden equiparse con diferentes objetivos, lo que permite mediciones con diferentes resoluciones. Adicionalmente, está equipado con un espejo divisor de haz, la luz que emerge de una fuente de luz blanca se inserta en la trayectoria

óptica del sistema y se enfoca en la muestra a través del objetivo. Dependiendo de la topografía de la muestra, la luz se refleja en varias direcciones tan pronto como llega a la muestra a través del objetivo (Figura 4).

Si la topografía muestra propiedades de reflexión difusa, la luz se refleja igualmente fuerte en cada dirección. Todos los rayos que emergen de la muestra y golpean la lente del objetivo están agrupados en la óptica y reunidos por un sensor sensible a la luz detrás del espejo divisor de haz. Debido a la baja profundidad de campo de la óptica, solo las pequeñas regiones del objeto se ven claramente. Para realizar una detección completa de la superficie con una profundidad de campo completa, la óptica de precisión se mueve verticalmente a lo largo del eje óptico, mientras captura continuamente los datos de la superficie. Esto significa que cada región del objeto está muy enfocada. Los algoritmos convierten los datos del sensor adquiridos en información en 3D y en una imagen en color real con profundidad de campo completa. Esto se logra analizando la variación del enfoque a lo largo del eje vertical (20).



**Figura 4. Diagrama de un dispositivo de medida basado en variación de foco. Tomado de (22). 1. Detector 2. Lentes 3. Fuentes de luz blanca 4. Divisor de haz 5. Objetivo 6. Especimen 7. Escaneo vertical 8. Curva de foco 9. Haz de luz 10. Analizador 11. Polarizador 12. Anillo de luz.**

## 2.3 Micro-filtración en sistemas de implantes

La cavidad oral representa un ambiente de constante reto para los diferentes materiales que se utilizan en odontología. Los implantes dentales se encuentran en un ambiente hostil que combina un cambio cíclico del ambiente químico (uso de elementos de higiene oral fluorados, alimentos, enzimas, productos bacterianos, cambios de temperatura) combinado con la función masticatoria que ejerce un componente de esfuerzos y tensiones que pone a prueba las propiedades del material(8).

Durante la carga masticatoria se producen micromovimientos, desgaste y fricción en las superficies de contacto de la interfase implante-pilar. La presencia de las glicoproteínas de la saliva, los microorganismos y sus subproductos contribuyen en los cambios de las superficies de contacto y en la corrosión adicional del material (8). El potencial para la colonización de la interfase es multifactorial, depende de factores propios del paciente y de factores específicos como el tipo de rehabilitación, ajuste entre los componentes, las tolerancias de fabricación, el diseño del implante, el torque de conexión, las repeticiones en el apretamiento y aflojamiento del tornillo y las cargas recibidas durante la función. (33)(11).

La micro-filtración de bacterias es la principal causa de pérdida ósea peri implantar. El rol de los microorganismos en el desarrollo de mucositis peri implantar y peri implantitis se ha establecido mediante estudios que evalúan el tipo de flora en el surco peri-implantar de implantes con mucositis, peri-implantitis y sanos (34). La respuesta inmune de los tejidos peri implantares se activa en presencia principalmente de microorganismos periodonto-patógenos, de manera similar como sucede en la periodontitis. La microbiota, entonces, puede ser comparable, e incluye una alta proporción de bacilos gramnegativos anaerobios, organismos móviles y espiroquetas.

La parte interna del complejo implante-pilar es un ambiente bajo en concentraciones de oxígeno y se encuentra alejado de la respuesta inmune del tejido, por lo tanto es un ambiente perfecto para el establecimiento de flora anaerobia que se relaciona con la presencia de enfermedad peri implantar. Los microorganismos (bacterias, hongos) y sus productos se alojan en la parte interna del implante durante el acto quirúrgico (35), o durante la colocación de aditamentos protésicos. De igual manera, las bacterias pueden migrar de manera bidireccional hacia y desde el interior del implante (6). Los surcos periimplantares sanos se caracterizan por alta proporción de flora cocoide, una baja

---

relación especies anaerobias/aerobias y un bajo número de bacterias gramnegativas. Muestras tomadas de implantes fallidos demostraron el contenido de abundante cantidad de bacilos motiles, bacterias fusiformes y espiroquetas. Los implantes con peri implantitis revelan una microbiota más compleja. Especies como *Agregatibacter actinomycetemcomitans*, *Porphyromonas gingivalis*, *Tannerella forsythia*, *Prevotella intermedia*, *Peptostreptococcus micros*, *Campylobacter rectus*, *Fusobacterium* y *Capnocytophaga* han sido encontrados en surcos de implantes fallidos(36)(37).

Leondhart *et al* compararon la microflora presente en el surco de implantes con evidencia radiográfica de pérdida ósea e implantes sanos. Encontraron que los surcos de implantes con pérdida ósea presentaban una flora diferente a los implantes que se encontraban sanos. *P intermedia* y *P. nigrescens* 26% de implantes sanos en pacientes dentados, y 66% en surcos enfermos. *A.a* en 31% , *P.g* en 25%, bacterias entéricas 30% de los implantes enfermos vs el 8% de los implantes sanos. Fue de resaltar el obtener bacterias como *E. coli*, *S. epidermidis*, *Klebsiella*, *Enterobacter* (36).

Canullo *et al* evaluaron la presencia de microorganismos en implantes sanos , en función durante 5 años y los dientes adyacentes. Como grupo control evaluaron implantes de conexión externa hexagonal, siendo estos aquellos que mostraron mayor cantidad de bacterias del complejo rojo en su parte interna. Por otro lado, el grupo de implantes de conexión cónica mostró baja cantidad de bacterias del complejo rojo y naranja, no obstante, mostró el mayor porcentaje de *Treponema denticola*. No hubo diferencias en las muestras tomadas de los surcos gingivales de los dientes adyacentes en todos los grupos(6).

Diferentes autores han estudiado el comportamiento de la filtración en condiciones estáticas en implantes de conexión hexagonal externa, conexiones internas hexagonal, trilobulada y cónica, por medio de diferentes metodologías(38)(39)(40)(41). Jansen *et al* (42) evaluaron la filtración de *E. coli* desde dentro hacia afuera por 14 días en implantes (Astra, Ankylos, Bonelit, Brånemark, Calcitek, Frialit-2, Ha-Ti, IMZ y Semados) encontraron que al evaluar la interfase con MEB en su parte externa, no es suficiente dado que solo es posible observar su parte más externa y aunque muestre buen sellado, este no es suficiente para prevenir el paso de bacterias. El tamaño de la interfase puede variar entre 2-150  $\mu\text{m}$  dependiendo del tipo de conexión y si los pilares son prefabricados o personalizados. Con respecto a la filtración se observó que desde el primer día hubo

presencia de bacterias en todos los sistemas, exceptuando Frialit-2. Al finalizar el experimento al día 14 al menos la mitad de los implantes de cada grupo habían presentado filtración. Así que su conclusión fue que ningún sistema es capaz de impedir el paso de las bacterias de manera definitiva. Por su parte Tesmer *et al* (10), evaluaron la filtración de *A. actinomycetemcomitans* y *P. gingivalis* desde afuera hacia adentro en implantes de conexión cónica (Ankylos) y conexión trilobulada (Nobel Biocare replace). Lograron identificar que hubo diferencia entre las dos conexiones, Ankylos filtró 3 de 10 mientras Nobel 10 de 10. Concluyen así que el diseño de la conexión afecta el riesgo de colonización, además, que la conexión cónica muestra mejor capacidad de sellamiento, pero ninguna de las dos fue capaz de impedir por completo el paso de microorganismos.

Otra metodología utilizada, es el uso de endotoxina y rodamina B. Harder *et al* (43) evaluaron la capacidad de sellamiento a nivel de la interfase utilizando lipopolisacárido de *Salmonella entérica* en dos sistemas de implantes de conexión interna cónica (AstraTech y Ankylos) en condiciones estáticas desde dentro hacia afuera. Observaron que desde los primeros 5 minutos de exposición, se presentó filtración de endotoxina en todos los implantes Ankylos. Encontraron que Astra fue más efectivo sellando con un valor  $p < 0,05$ . Berberi *et al* (44), por su parte, evaluaron la filtración de Rodamina B desde dentro hacia afuera en implantes de conexión cónica (Astra Tech, Dentium y Euroteknika). En este estudio encontraron que Astra Tech filtró a partir de las 48 horas en baja proporción, mientras Dentium y Euroteknika mostraron mayor índice de filtración. Así, es posible observar que los resultados utilizando diferentes metodologías son similares. Ningún implante es capaz de sellar de manera perfecta el paso de microorganismos a través de la interfase implante pilar, adicionalmente, el tipo de conexión es un factor determinante en la proporción de dicha filtración al igual que la precisión a nivel submicrométrico, principalmente en lo referente a las tolerancias de maquinado de los componentes.



## 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 cónica, con pilares prefabricados en titanio.

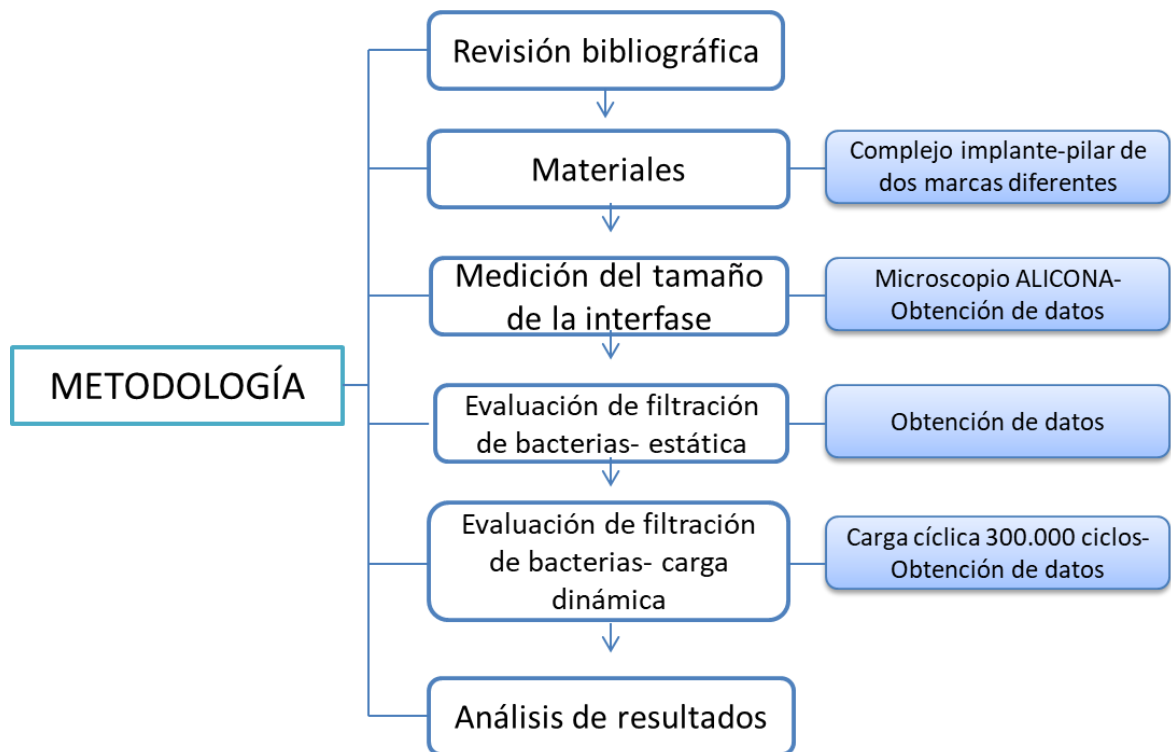


Figura 5. Metodología planteada para evaluar la interfase y la filtración.

## 3.2 Unidades Experimentales

Se utilizaron 5 implantes de titanio de conexión interna cónica por grupo (Figura 6):

- Grupo 1 **AN**: 5 implantes de 3,5x11mm con 5 pilares prefabricados standard marca Ankylos®, Dentisply-Friadent, Mannheim, Germany,
- Grupo 2 **NE**: 5 implantes de 3,5x11mm con 5 pilares prefabricados standard marca Neodent®, Curitiba-Parana, Brazil.
- Controles: dos réplicas de complejo implante-pilar.
- Listado de referencias de implantes y aditamentos en el anexo 1.

Se realizó una marcación con láser del implante y el pilar para asegurar su posición durante las oservaciones.

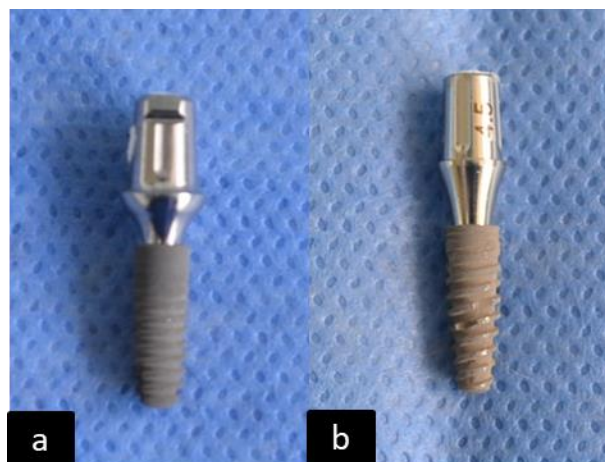


Figura 6. Complejo implante-pilar. a) Marca Ankylos AN b) Marca Neodent NE.

### 3.3 Caracterización de las muestras

#### 3.3.1 Composición de implante y pilar

Para evaluar la composición de los implantes y los pilares se realizó el análisis químico mediante microscopía electrónica de barrido MEB. Se utilizó el microscopio del Laboratorio Interfacultades de la Universidad Nacional sede Bogotá, FEI Modelo Quanta 200-r.

#### 3.3.2 Medición de la conicidad ( $\alpha$ ) y la interfase implante-pilar o ( $\Delta\alpha$ )

Para caracterizar la macro-geometría y evaluar la interfase implante-pilar ( $\Delta\alpha$ ) y la conicidad del implante y el pilar se utilizó el equipo de variación focal Infinite Focus G5 ALICONA en el Laboratorio de Metrología Dimensional de Precisión de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Colombia Sede Bogotá (Figura 7) .

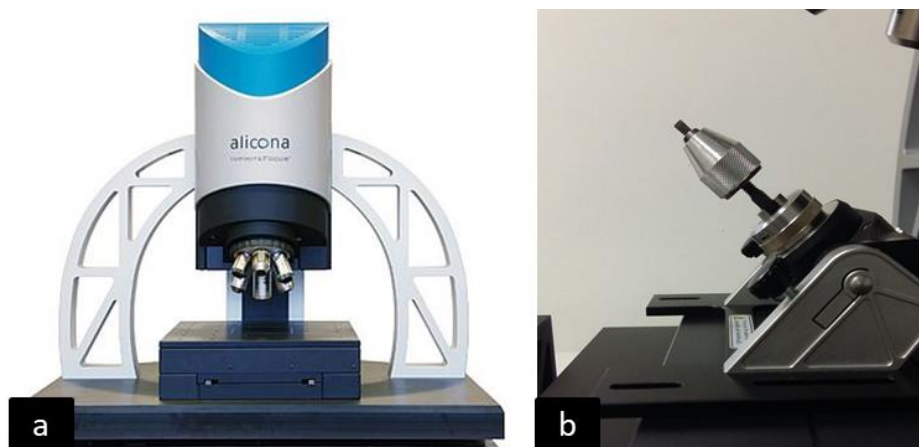


Figura 7. a) Microscopio ALICONA (imagen tomada de <https://www.alicon.com/en/products/infinitefocus/>). b) Montaje de los implantes para obtener las imágenes en el microscopio (imagen propia)

### 3.3.3 Determinación del método de medición de ( $\Delta\alpha$ )

Para seleccionar el método de medición de la conicidad del implante y el pilar, se llevó a cabo un estudio piloto, en el cual se compararon tres metodologías.

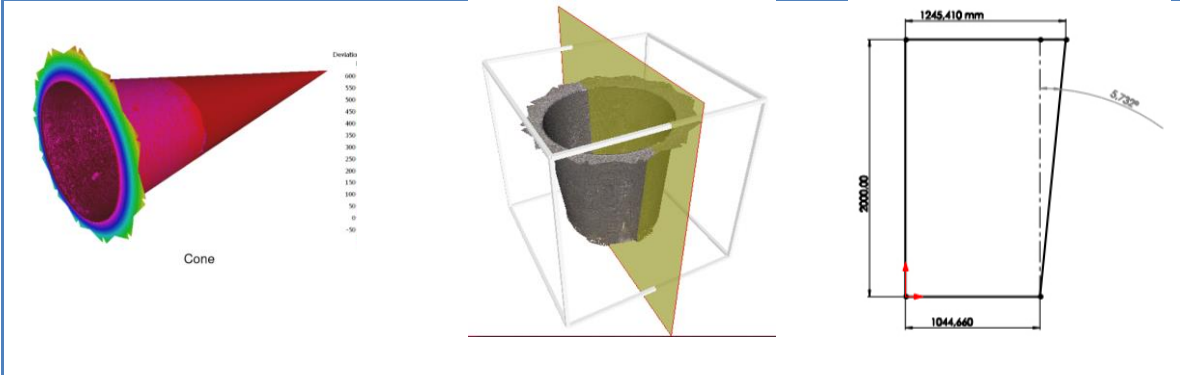
Proyección 360° del cono.	Corte longitudinal del cono	Radio mayor y menor del cono
Obtención de una imagen Real 3DDataset	Obtención de una imagen Real 3DDataset	Obtención de una imagen Real 3DDataset
Proyección del cono tomando como referencia el 100% de los puntos en la imagen.	Corte longitudinal del cono para obtención de la inclinación de las paredes del cono.	Determinar dos radios del cono a una distancia x determinada.
Obtención cuantitativa de la apertura del cono interno del implante y el cono del pilar.	Obtención cuantitativa de la inclinación de las paredes de los conos	Llevar los datos de los radios y la distancia x al programa solid Works. El programa arroja un valor cuantitativo de la angulación de las paredes del cono.
Aumento 10X Angulación 45° para el implante Angulación 0° para el pilar.	Aumento 10x Angulación 60°	Aumento 10X
		
<b>Obtención del coeficiente variación de la medición del cono</b>		

Tabla 3. Parámetros utilizados por cada metodología evaluada durante la selección del método para medir el  $\alpha$  y  $\Delta\alpha$ .

### 3.3.4 Medición 360° del cono

Posterior a la selección del método, este fue aplicado para todas las muestras:

- Software de adquisición de datos: Laboratory Measurement Module 6.6
- Software de análisis de datos: Measure Suite 5.3
- Modulo del software: 3D Form Measurement
- Imagen real3D Data Set

	<b>Implante</b>	<b>Pilar</b>
<b>Aumento</b>	10x	10x
<b>Angulación</b>	45°	0°
<b>Anillo de luz</b>	No	No
<b>Polarización</b>	No	No

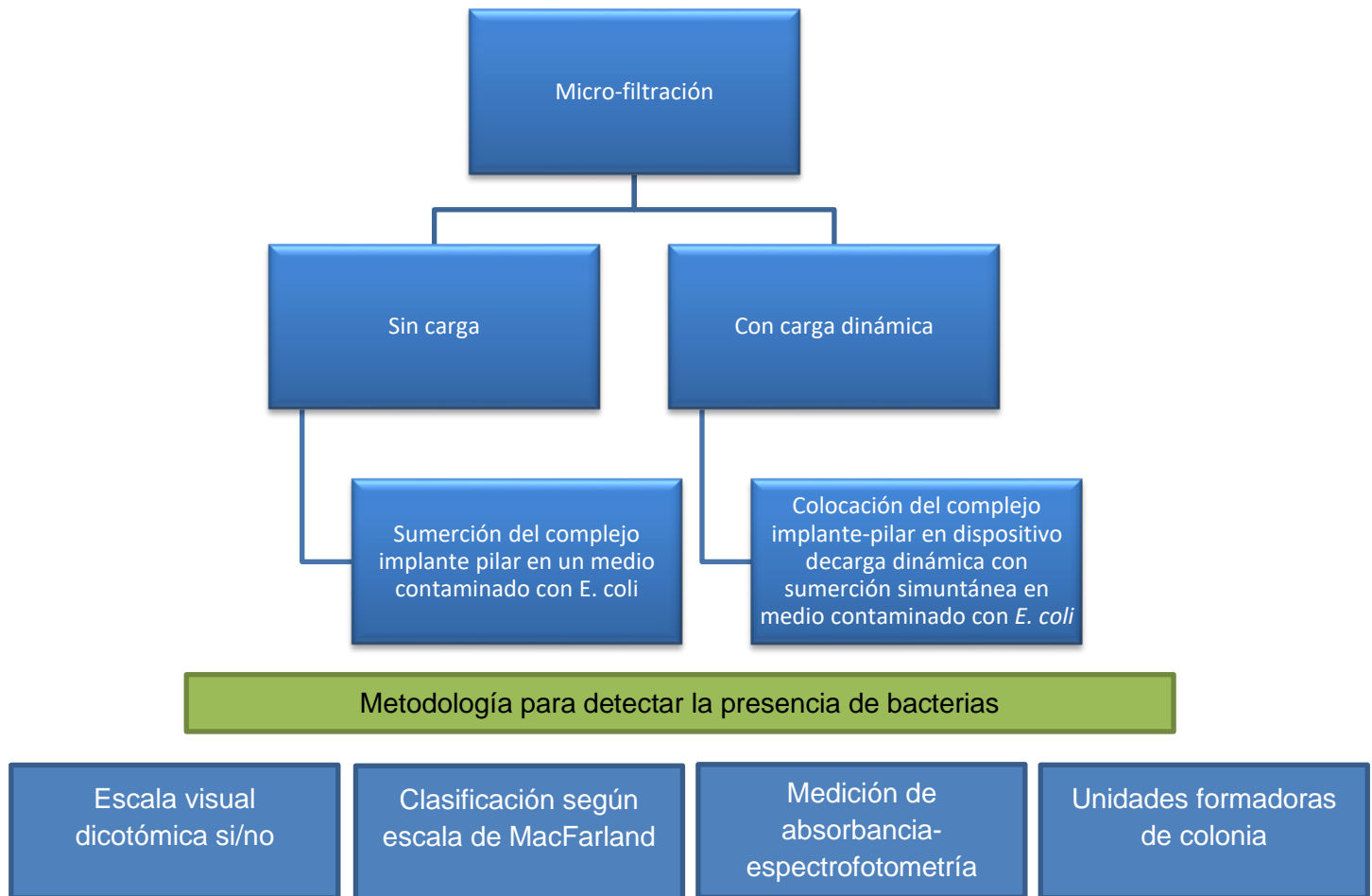
Tabla 4. Parámetros utilizados para la medición de las conicidades del implante y el pilar para el método Medición 360° del cono.

La medición del semiángulo  $\alpha$  se realizó 10 veces por cada muestra. La conicidad del pilar  $\alpha_p$  y del implante  $\alpha_i$  fue determinada en módulo 3Dform Measurement. Para determinar el  $\Delta\alpha$  se realizó la siguiente operación matemática:

$$\alpha_p - \alpha_i = \Delta\alpha$$

## 3.4 Evaluación de la micro-filtración

La micro-filtración se evaluó bajo dos condiciones diferentes: sin carga y con carga. Las metodologías para la detección de *E. Coli* en la parte interna del implante son las mismas para los dos experimentos.



### 3.4.1 Evaluación de la micro-filtración en condición de no carga

- Grupo experimental 1: Ankylos **AN**
- Grupos experimental 2: Neodent **NE**
- Control positivo: réplica del complejo implante-pilar sin conectar, sumergido en caldo BHI contaminado con *E. coli*.
- Control negativo: réplica del complejo implante-pilar sin conectar, sumergido en caldo BHI estéril.

**Paso 1**

Se realizó la estandarización de los procedimientos mediante la elaboración de un estudio piloto donde se llevó a cabo cada paso que se describirá a continuación, por medio de cuatro implantes diferentes a los utilizados en el presente estudio, un control positivo y uno negativo.

**Paso 2**

Se esterilizaron los implantes y los pilares en autoclave a 121°C a 1.5Mpa de presión por 15 minutos (45).

**Paso 3**

Se realizó la conexión del implante y el pilar según las recomendaciones del fabricante, con un torque de 15N para los implantes Ankylos y 15N para los implantes Neodent. Se selló la chimenea de los implantes con algodón estéril y Coltosol® con el fin de evitar contaminación por esta vía.

**ENSAYO MICROBIOLÓGICO**

- El ensayo microbiológico antes y después de carga se realizó con el mismo protocolo. Aquellos detalles adicionales realizados en el ensayo dinámico serán especificados.
- Se utilizó la bacteria *Escherichia coli* ATCC 35218 como microorganismo de prueba.
- Se activó la bacteria sembrándola en agar MacConkey por 24 horas a 37°C.
- Se inoculó caldo BHI hasta obtener una concentración de bacteria de 0,5 escala de MacFarland ( $1 \times 10^8$  unidades formadoras de colonia por ml)- absorbancia entre 0.8-1.1 a 625Nm (39).
- Se sirvieron 5ml de medio contaminado en tubos de ensayo y se sumergieron los complejos implante pilar. Se llevaron a 37°C por 36 horas (Figura 8).
- Para los ensayos de carga, se llenó la matriz interna con 8ml de caldo BHI contaminado, de modo que la interfase implante-pilar quedara sumergida.

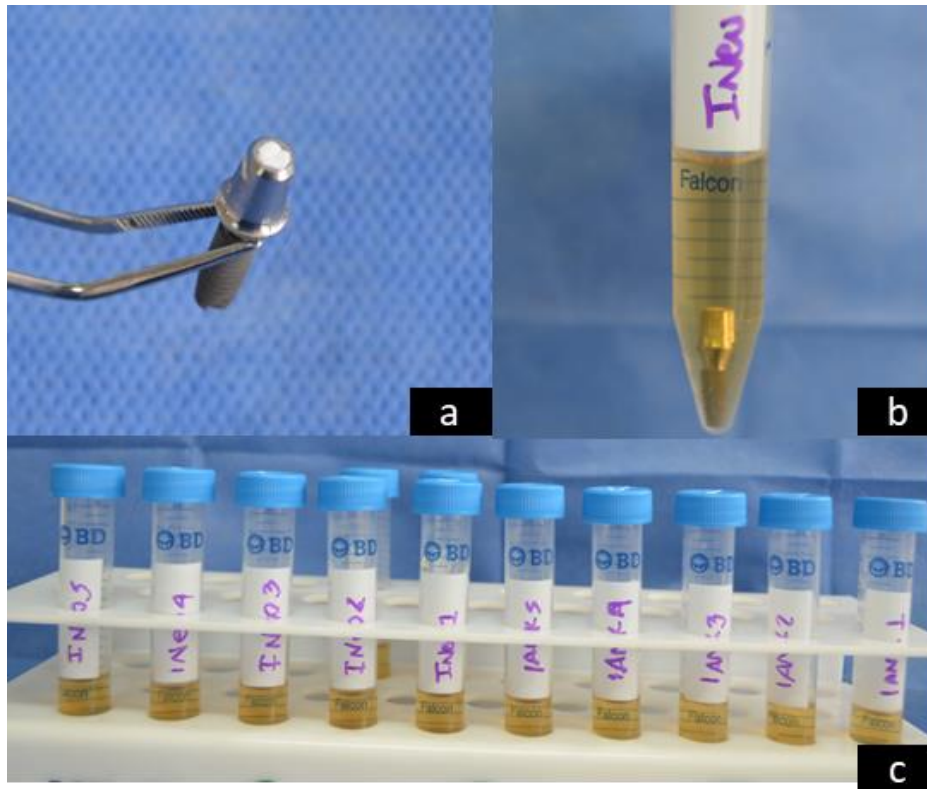


Figura 8. Pasos para la evaluación de la filtración en condición de no carga. a) Sellado de la chimenea b) Sumersión del complejo implante-pilar en caldo BHI inoculado con *E. coli*. c) 10 implantes, control positivo y negativo en procesamiento.

- Luego de las 36 horas se sacaron, se limpiaron en su parte externa con alcohol al 80%. Este procedimiento asegura la esterilidad externa sin afectar la viabilidad celular a nivel interno (39)(46).
- Se desensamblaron los complejos implante-pilar, se tomó la muestra con conos de papel estériles (Figura 9). Se realizó el mismo procedimiento para el control positivo y negativo. Para minimizar la posibilidad de contaminación un investigador desconectó y el otro tomó la muestra (40).
- En el ensayo de carga se tomó una muestra adicional al medio externo, con el fin de verificar la viabilidad de las bacterias.
- Cada cono fue sumergido en 2ml de caldo BHI y se llevaron a 37°C por 24 horas.
- Se realizó la evaluación de la presencia o ausencia de bacterias utilizando tres metodologías.
- Escala visual si/no. Se asignó una escala de MacFarland según el grado de turbidez.



- Se realizó la lectura de absorbancia en el espectrofotómetro Génesis 20 a 625 Nm.
- Se tomaron 15µl de medio y se sembraron en agar MacConkey. Se llevaron a 37°C por 24 horas (47).
- Se realizó el conteo de unidades formadoras de colonia UFCs (47).
- Por último se verificó mediante tinción gram la presencia de bacilos gram negativos(47).

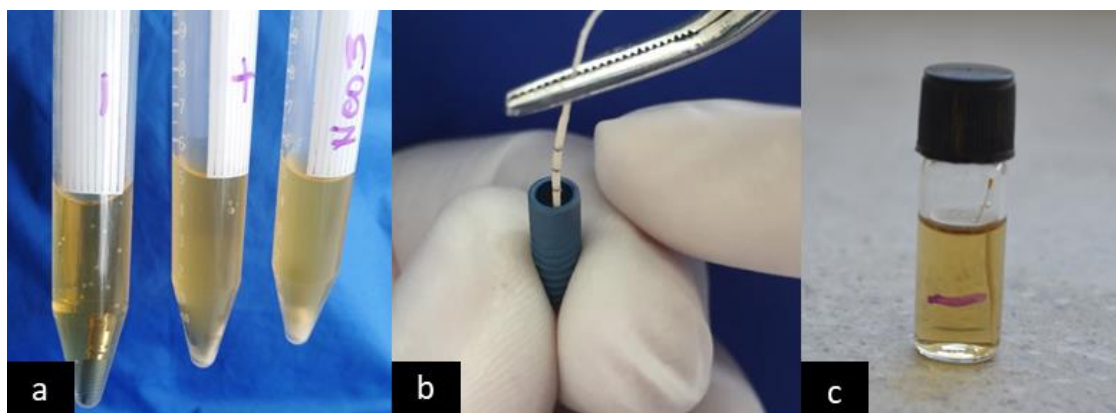


Figura 9. Toma de la muestra de la parte interior del implante. a) 24 horas después de sumergir los complejos implante-pilar en medio BHI control negativo, control positivo e implante del experimento. b) Toma de la muestra de la porción interna del implante con un cono de papel estéril c) cono sumergido en caldo BHI (imágenes propias).

### 3.5 Desarrollo del dispositivo para ensayo de carga

Se diseñó el instrumento de prueba de ciclado según la norma ISO 14801:2016 (48). El dispositivo está basado en un sistema yugo escocés, transforma el movimiento rotativo de un motor eléctrico conectado a un variador de velocidad, en un movimiento lineal, que aplicado a dos resortes genera fuerza de restitución, la cual transmite por medio de una cabeza retráctil a la superficie de un implante dental.

Por otra parte, un PLC que regula la temperatura del medio húmedo mediante un control on/off, cuenta los ciclos, la calibración de la carga y da los comandos principales de operación de la máquina. Cuenta con un botón de detención obligatoria o forzada en caso de emergencia.

El dispositivo fue diseñado con el fin de lograr experimentos en diferentes ambientes como medio seco, medio acuoso (agua, saliva, bacterias etc). De modo que, está conformado por una cápsula externa que permite contener agua a una temperatura deseada (en este caso 36°C). Una cápsula interna que contiene el medio deseado (en este caso BHI) y el implante.

### **3.5.1 Fijación del implante**

Los implantes fueron fijados en un cilindro de polimetilmeta-acrilato (PPMA) autopolimerizable (SR Triplex® cold, Ivoclar Vivadent), con un diámetro de 10mm y altura de 15mm.

Se elaboró un molde en acero inoxidable. Para lograr la posición ideal del implante se utilizó un paralelómetro (Figura 10). De igual modo, se procedió a mezclar el PPMA con el monómero. Una vez en fase filamentosa se vertió en el molde y con ayuda del paralelómetro se introdujo el implante que permaneció estable hasta lograr la polimerización completa. La plataforma del implante se colocó al mismo nivel del acrílico sin simular pérdida ósea de manera similar a lo realizado por Bordin *et al* (49).

Posteriormente se procedió a realizar la inserción del pilar con un troque de 15N según la recomendación del fabricante.

Así mismo, se elaboró una esfera de Zirconia personalizada para cada tipo de pilar con metodología CAD/CAM (Zirkonzahn®), que simula la restauración definitiva. Dichos pilares poseen un lado acanalado que funciona como un mecanismo antirotación, esto asegura que no se presente rotación de la esfera.

Los implantes fueron colocados en el dispositivo de carga cíclica, en una matriz interna que contenía el medio (BHI inoculado con *E. coli*). Los ensayos se realizaron según la norma ISO 14801:2016, hasta completar 300.000 ciclos. La duración de cada ensayo fue de 42 horas.

Una vez culminados los ciclos, los implantes se llevaron al laboratorio de microbiología.

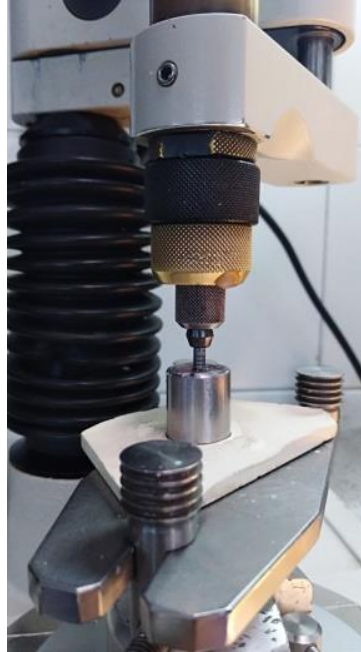


Figura 10. Montaje del implante en la matriz. El paralelómetro permite la ubicación concéntrica y paralela del implante en la matriz de resina.

### 3.5.2 Montaje del ensayo

Para el ensayo se utilizó la siguiente configuración:

- Frecuencia: 2Hz = 2 ciclos por segundo
- Carga: 120N
- Número de ciclos: 300.000
- Ángulo de carga: 30°

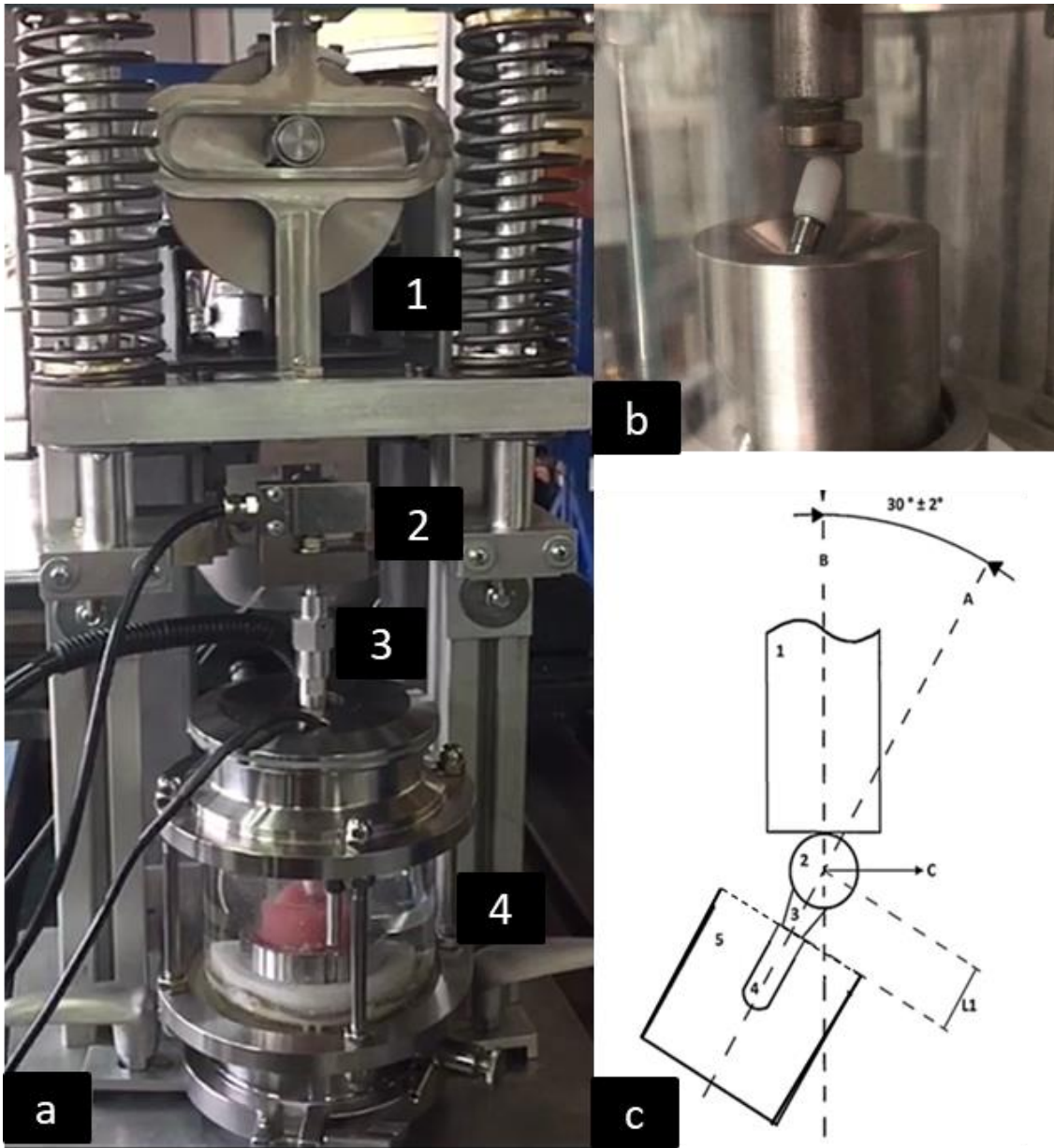


Figura 11. Dispositivo de carga cíclica. a) Imagen del dispositivo de carga cíclica 1. Sistema yugo escocés 2. Celda de carga 3. Actuador 4. Cápsula externa. b) Cápsula interna. Obsérvese el actuador en contacto con la hemiesfera de zirconia. Montaje del implante según lo ilustrado en c.(imágenes propias) c) Montaje según la norma ISO 14801 de 2016. Figura tomada y editada de (32)

### 3.6 Diseño experimental

Para evaluar la variación en el  $\Delta\alpha$  de los dos grupos se realizó un diseño completamente aleatorizado con submuestreo. Se utilizó el software R para el análisis de datos.

Modelo del diseño completamente aleatorizado:  $Y_{ijk} = \mu + M_i + I_{j(i)} + R_{k(ij)}$

$i = 1, 2$        $j = 1, 2, 3, 4, 5$        $k = 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10$

$I_{j(i)} \sim N(0, \theta_I^2)$        $R_{k(ij)} \sim N(0, \theta_R^2)$

Los datos obtenidos de filtración antes y después de carga serán descritos con detalle en los resultados.

# 4.Resultados

Los resultados se presentan de acuerdo a los objetivos específicos que se plantearon:

## 4.1 Objetivo 1

### 4.1.1 Caracterización de las muestras

#### ANÁLISIS QUÍMICO

Se realizó análisis químico de las muestras utilizando el microscopio electrónico de barrido. Los gráficos confirman que los implantes y pilares contienen Ti-Al-Va.

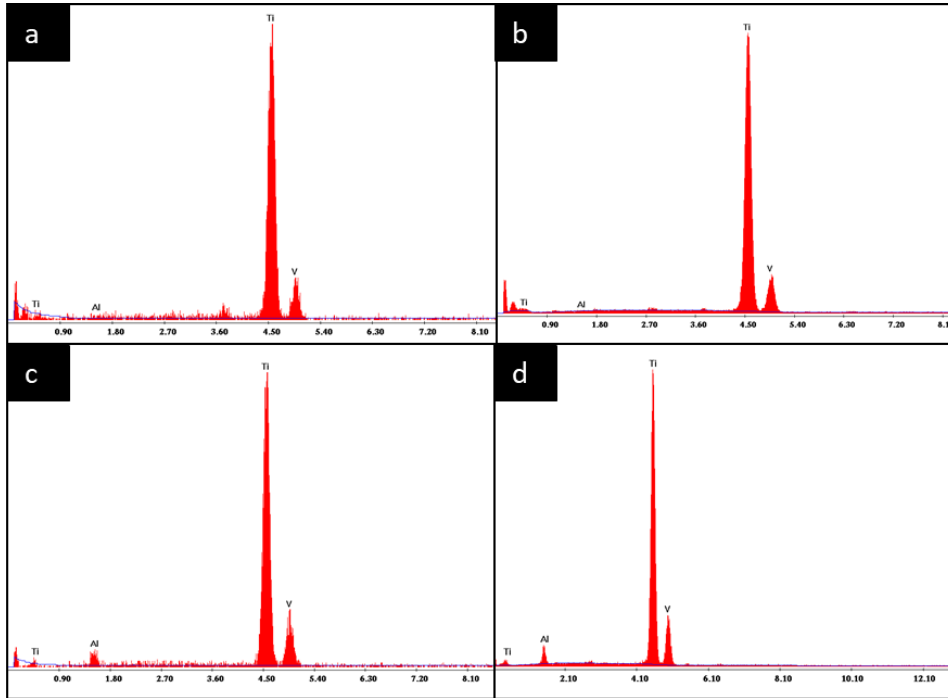


Figura 12. Gráficos análisis químico con microscopía electrónica de barrido.

En la tabla 5 se presentan los resultados de porcentajes de cada elemento por cada implante y cada pilar. Ti6Al4V Implantes Neodent Titanio grado 2, implantes Ankylos titanio grado 4.

GRUPO	Implante Wt%			Pilar Wt%		
	Ti	Al	V	Ti	Al	V
AN	99,13	0,44	0,42	98,46	0,25	1,29
NE	91,54	3,38	5,07	90,62	3,85	5,54

Tabla 5. Resultados caracterización química. La tabla muestra los porcentajes de cada elemento tanto en el implante como en el pilar.

### EVALUACIÓN DE LA MACROGEOMETRÍA

Se tomaron microfotografías con el microscopio ALICONA, se observan las características de las muestras. Pilares estándar, con canales para evitar la rotación de la hemiesfera. Su naturaleza como interno confiere el efecto plataforma reducida. Marcación con láser realizada durante el estudio.

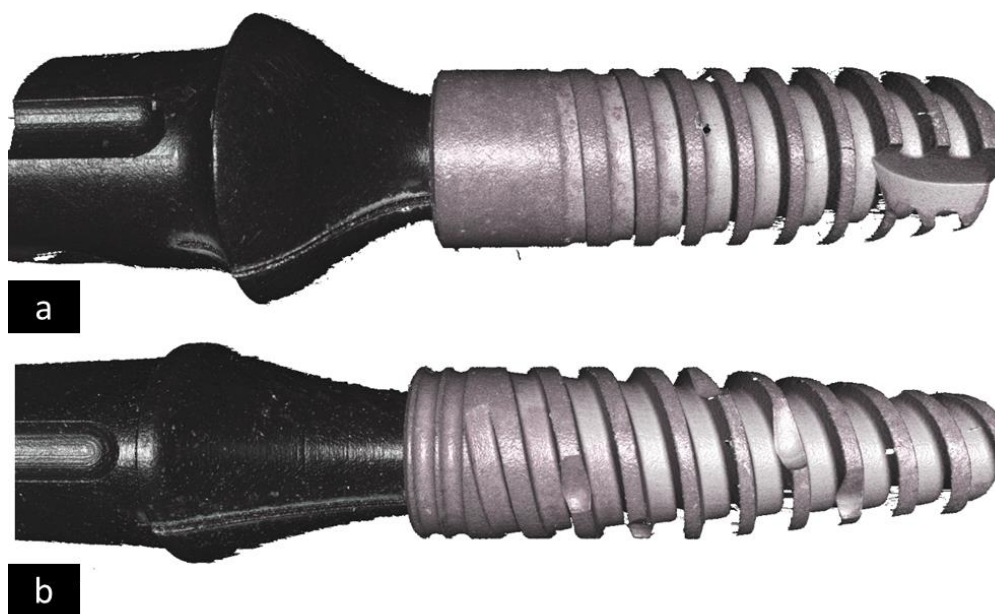


Figura 13. Fotografía de los complejos implante-pilar : a) Ankylos. b) Neodent. Obsérvese la marcación con láser como indicador de posición para lograr reproducibilidad en las imágenes.

## IMÁGENES 3D DE LOS PILARES

Evaluación de la macrogeometría de los pilares. La principal característica es la diferencia en los indicadores de posición. La geometría es diferente. Los pilares AN tienen un indicador compuesto por 6 canales verticales, paralelas al eje axial del pilar. El pilar NE tienen un indicador hexagonal.

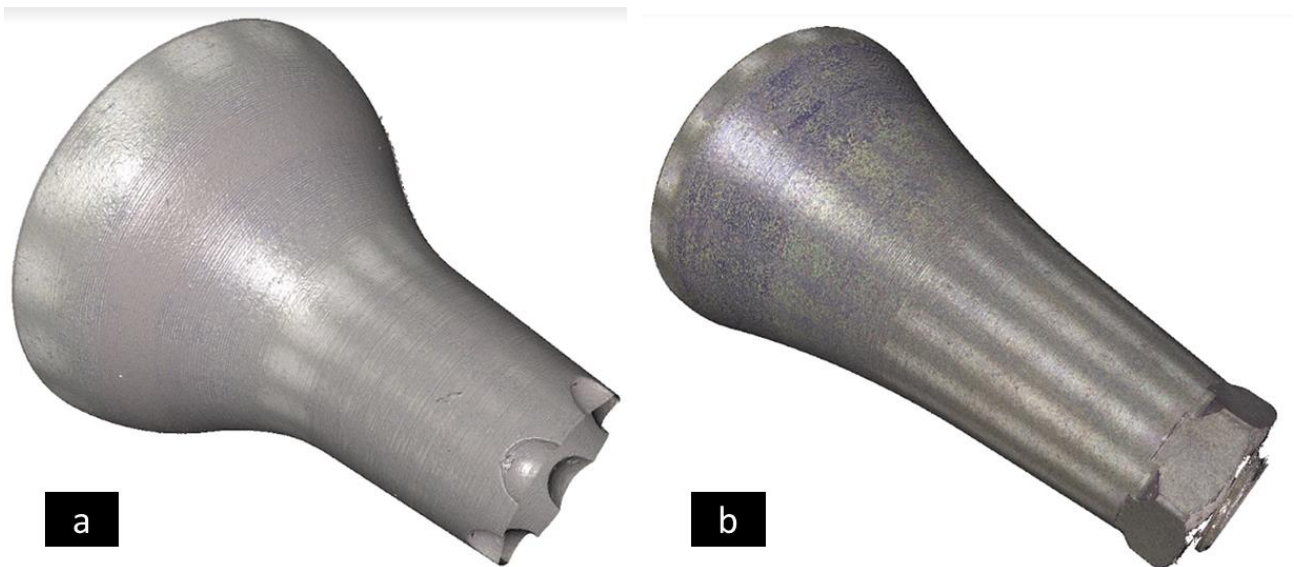


Figura 14. Fotografía de los pilares. a) Ankylos b) Neodent. Obsérvese la diferencia en la geometría de los indicadores.

### 4.1.2 Selección del método de medición.

Se realizó la medición del ángulo del cono tanto del pilar como del implante con las tres metodologías seleccionadas. Para hallar el semiángulo  $\alpha$  se dividió en dos este valor.



Se realizó el cálculo de la media, la varianza y la desviación estándar por cada grupo. Ver tabla 6.

	MÉTODO 1		MÉTODO 2		MÉTODO 3	
	Proyección 360° del cono.		Corte longitudinal del cono		Radio mayor y menor del cono	
	Pilar	Implante	Pilar	Implante	Pilar	Implante
<b>Media</b>	5,703835	5,72611	5,7407	5,6127375	5,724	5,733
<b>Varianza</b>	0,000651	0,00014737	0,00079	0,01460091	0,00033777	0,000045
<b>Desviación Estándar</b>	0,025525	0,01213980	0,02812	0,12083422	0,01837873	0,0067494

**Tabla 6. Resultados de las tres metodologías. La tabla muestra la media, varianza y desviación estándar.**

La selección del método se realizó de acuerdo a la varianza que arrojó cada grupo. Es posible observar el grupo 3 arrojó la menor varianza, seguido del método 1 y por último el método 2. Motivo por el cual este último fue descartado.

Posteriormente se eligió el método 1 a pesar de tener una varianza mayor con respecto al grupo 3 debido a que esta última metodología requiere pasos adicionales dentro de su protocolo, como es la obtención del software, la digitación de datos y traslado de estos al programa de medición *SolidWorks*. Esto además de hacer más largo el proceso, agrega una posibilidad de errores de digitación y por ende errores en los resultados. La metodología 2 permite obtener datos directos del software de adquisición de datos *Laboratory Measurement Module 6.6* sin pasos adicionales que puedan generar errores humanos.

#### **4.1.3 Resultados de la medición de la conicidad ( $\alpha$ ) y la interfase implante-pilar ( $\Delta\alpha$ ).**

Se realizó la evaluación de la conicidad tanto en los implantes como en los pilares (Figura 16). La conicidad obtenida daba como resultado el valor total de apertura del cono, por lo tanto esta se dividió en dos para obtener el dato del semiángulo  $\alpha$ . Los datos del semiángulo  $\alpha$  de cada implante están consignados en la tabla 7. Posteriormente con

el fin de determinar el  $\Delta\alpha$ , se midió 10 veces cada muestra, para un total de 200 datos. Se obtuvieron imágenes Real3DDataset como las observadas en la figura 12.

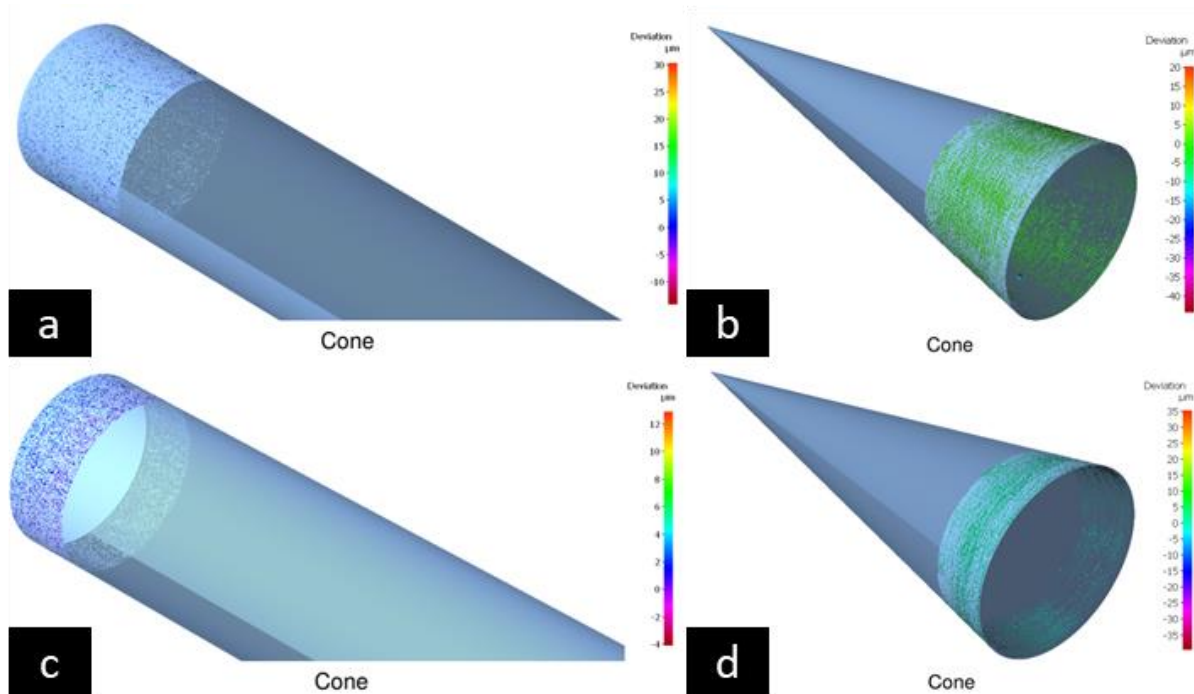


Figura 15. Imágenes Real3DDataset . a. Conicidad del pilar NE1 b. conicidad del implante NE1. c. Conicidad del pilar AN 4. d. Conicidad del implante AN4

En la tabla 7 están consignados los resultados de conicidad de implantes y pilares y la interfase implante-pilar  $\Delta\alpha$ . Es de resaltar que en el grupo AN los  $\Delta\alpha$  son menores, uno de los valores es 0.

	$\alpha$ Implante	$\alpha$ Pilar	$\Delta\alpha$
<b>AN1</b>	5,74°	5,77°	0,03°
<b>AN2</b>	5,72°	5,79°	0,07°
<b>AN3</b>	5,72°	5,75°	0,03°
<b>AN4</b>	5,74°	5,74°	<b>0°</b>
<b>AN5</b>	5,73°	5,78°	0,05°
<b>NE1</b>	5,86°	6,01°	0,15°
<b>NE2</b>	5,73°	5,94°	0,21°

NE3	5,84°	5,86°	0,02°
NE4	5,81°	6°	0,19°
NE5	5,84°	5,9°	0,06°

Tabla 7. Resultados de la conicidad de implantes y pilares. La columna 4 muestra los resultados de  $\Delta\alpha$ .

La tabla 8 resume los datos encontrados por cada grupo. Se promediaron los datos para hallar los  $\alpha$  y  $\Delta\alpha$  por grupo.

Grupo	ANKYLOS		NEODENT	
	$\alpha_p$ Pilar	$\alpha_i$ Implante	$\alpha_p$ Pilar	$\alpha_i$ Implante
Media	5,77°	5,73°	5,96°	5,82°
	Interfase $\Delta\alpha$		Interfase $\Delta\alpha$	
	0,08°		0,28°	

Tabla 8. Resultados de la medición de la conicidad  $\alpha$  y la interfase  $\Delta\alpha$  por cada grupo.

## ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Se realizó un análisis de varianza completamente aleatorizado con submuestreo utilizando el software R.

Primero se aplicó una prueba F para observar la varianza en las repeticiones con la

$$H_0: \sigma_R^2 (\text{implante})=0 \text{ vs } H_a: \sigma_R^2 (\text{implante})>0$$

Se obtuvo un valor  $p= 2,28 \text{ e}(-8)$  que rechaza la hipótesis nula e indica que es importante observar el ruido entre las repeticiones.

Se aplicó una prueba de medias con  $H_0: \mu_{AN} = \mu_{NE}$  vs  $H_a: \mu_{AN} \neq \mu_{NE}$

Arrojó un valor  $p=0,0037$  por consiguiente se rechaza la  $H_0$  y nos dice que hay diferencias entre medias de las marcas. Es decir que hay una diferencia estadísticamente significativa en el valor de  $\Delta\alpha$  entre los grupos de estudio.

Fuente de Variación	GI	SC	CM	F	valor p
Marca	1	1,1357	1,1357	14,9850462	0,003782688
Implante(Marca)	9	0,6821	0,07578889	7,5674231	<b>2,28452E-08</b>
Repetición(Implante)	99	0,9915	0,01001515		
Total	109	2,8093			

**Tabla 9. Resultados de la prueba ANOVA aplicada.**

Para el segundo análisis se prueba la  $H_0: \sigma^2 (AN) = \sigma^2 (NE)$  vs  $H_a: \sigma^2 (AN) \neq \sigma^2 (NE)$

Se aplicó un análisis de varianza para conocer si había igualdad de varianzas entre los dos grupos AN y NE, primero se evaluó el estadístico F cuyo valor fue 0,15921 y fue estadísticamente significativo con un valor  $p = 0,00000000815 < \alpha = 0,05$ . Se rechazó la hipótesis nula de igualdad de varianzas, es decir que los datos no son homogéneos.

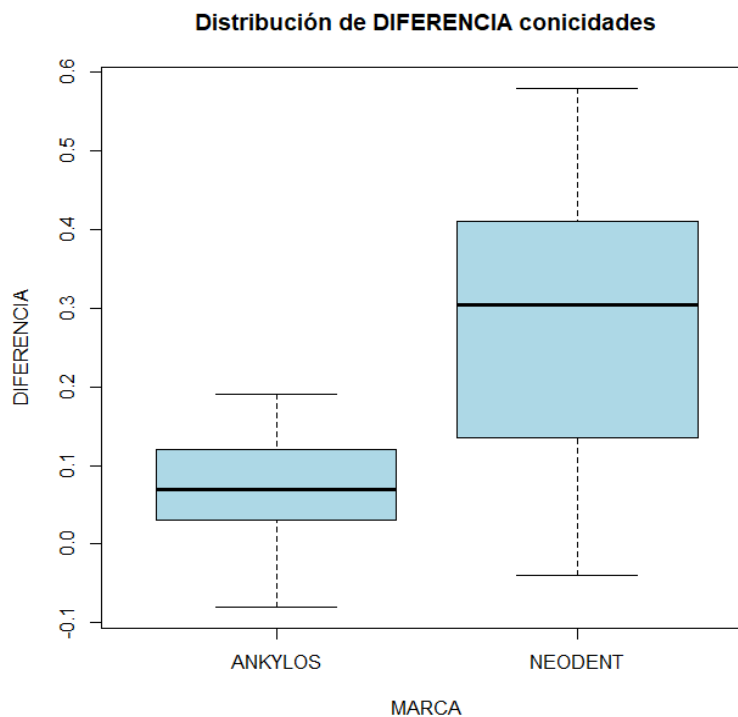
Se aplicó la prueba de Shapiro Wilk con el fin de verificar la normalidad de los datos. El estadístico  $W = 0,974$  y el valor  $p = 0,032$ . De modo que estas pruebas confirman que no hay homogeneidad de varianzas, no hay normalidad de los datos y no hay homocedasticidad.

Por tal motivo se aplicó la prueba no paramétrica de Wilcoxon para comparar las medianas de los grupos.

Se procedió a evaluar la hipótesis:

$H_0: \text{Mediana}_{AN} \geq \text{mediana}_{NE}$  vs  $H_a: \text{mediana}_{AN} < \mu_{NE}$ .

Se obtuvo un estadístico  $W = 427$  y un valor  $p = 5,931 \times 10^{-11}$ , por lo tanto rechaza la hipótesis nula y confirma que la mediana de el grupo AN es menor que la del grupo NE con un valor p estadísticamente significativo.



**Gráfica 4.1.** Gráfico de caja y bigotes para la diferencia de las conicidades ( $\Delta\alpha$ ) entre los grupos.

El gráfico de caja y bigotes muestra como la variación entre los grupos es diferente siendo menor en el grupo AN. Por otra parte, la mediana del  $\Delta\alpha$  también es diferente en los dos grupos siendo mayor en el grupo NE, tal como lo mostró la prueba de Wilcoxon.

## 4.2 Objetivo 2:

### 4.2.1 Micro-filtración en condición de no carga

Los ensayos de micro-filtración en condición estática arrojaron datos similares para los dos grupos de estudio. No existió diferencia entre ellos, dado que el grupo AN no presentó filtración y el grupo NE un implante presentó una unidad formadora de colonia (Tabla 10).

Turbidez      Escala      Espectrofotometría      UFCs  
 MacFarland

---

<b>AN1</b>	Negativo	0	0,018	0
<b>AN2</b>	Negativo	0	0,026	0
<b>AN3</b>	Negativo	0	0,029	0
<b>AN4</b>	Negativo	0	0,024	0
<b>AN5</b>	Negativo	0	0,024	0
<b>NE1</b>	Negativo	0	0,035	0
<b>NE2</b>	Negativo	0	0,02	0
<b>NE3</b>	Negativo	0	0,001	1
<b>NE4</b>	Negativo	0	0,034	0
<b>NE5</b>	Negativo	0	0,003	0
<b>control +</b>	Positivo	5	0,483	Incontables
<b>control -</b>	Negativo	0	0,02	0

Tabla 10. Resultados de filtración en condiciones de no carga por cada individuo y cada metodología.

Grupos	N	Visual	MacFarland	Espectrofotometría	UFC	Porcentaje de filtración
Ankylos	5	Negativo	Negativo	Negativo	0	0%
Neodent	5	Negativo	Negativo	Negativo	1	20%
Control positivo	1	Positivo	Positivo	Positivo	Incontables	-
Control negativo	1	Negativo	Negativo	Negativo	0	-

Tabla 11. Resultados de la filtración por grupos y frecuencia relativa.

El porcentaje de filtración para el grupo NE fue del 20% y para AN fue del 0%.

#### 4.2.2 Micro-filtración en condición de carga

Los resultados de filtración en condición de carga son diferentes, el grupo AN mostró filtración en dos muestras, mientras en el grupo NE fue nula. Para el grupo AN aumentó, para el grupo NE disminuyó.

	<b>Turbidez</b>	<b>Escala MacFarland</b>	<b>Absorbancia</b>	<b>UFCs</b>
<b>AN1</b>	Negativo	0	0,019	0
<b>AN2</b>	Negativo	0	0,026	0
<b>AN3</b>	Negativo	0	0,028	0
<b>AN4</b>	Positivo	2	0,215	18
<b>AN5</b>	Positivo	2	0,22	15
<b>NE1</b>	Negativo	0	0,035	0
<b>NE2</b>	Negativo	0	0,019	0
<b>NE3</b>	Negativo	0	0,001	0
<b>NE4</b>	Negativo	0	0,034	0
<b>NE5</b>	Negativo	0	0,002	0
<b>Control +</b>	Positivo	5	0,485	Incontables
<b>Control -</b>	Negativo	0	0,02	0

Tabla 12. Resultados de la filtración en condición de carga por cada individuo y cada metodología.

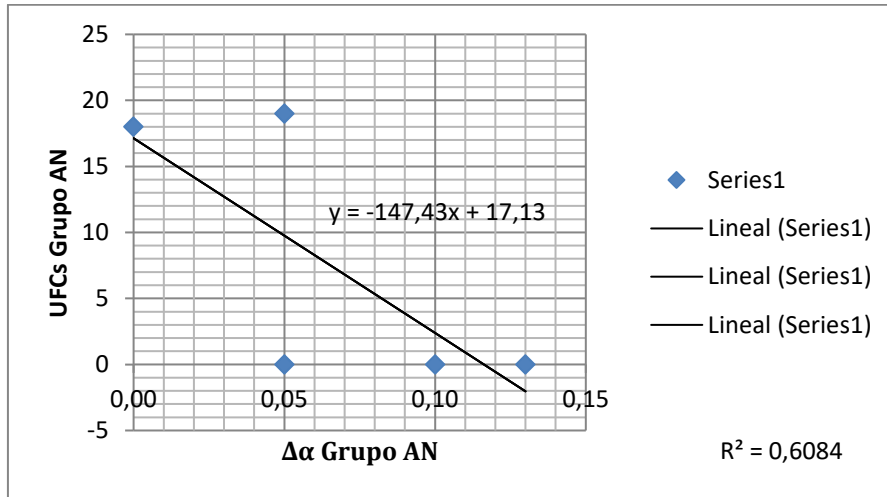
<b>Grupos</b>	<b>N</b>	<b>Visual</b>	<b>Macfarland</b>	<b>Espectrofotometría</b>	<b>Porcentaje de filtración</b>
Ankylos	5	Positivo (2)	Positivo (2)	Positivo (2)	40%
Neodent	5	Negativo	Negativo	Negativo	0%
Control positivo	1	Positivo	Positivo	Positivo	
Control negativo	1	Negativo	Negativo	Negativo	

Tabla 13. Resultados con frecuencia relativa.

El porcentaje de filtración del grupo AN fue del 40%, y NE 0%

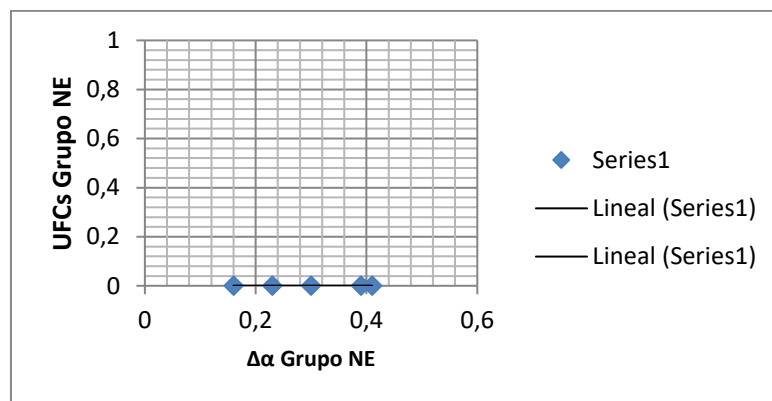
### 4.3 Objetivo 3

Al establecer la correlación entre la filtración y el  $\Delta\alpha$ , es posible observar que en el grupo AN hay existe una correlación inversamente proporcional. El  $R^2$  corresponde a 0,60, a pesar de ello, hay dispersión de los datos y no es acertado establecer conclusiones fuertes acerca de ello, dado que la muestra es pequeña.



Gráfica 4-2. Gráfico de correlación entre unidades formadoras de colonia y  $\Delta\alpha$  en el grupo AN. . Gráfico de correlación entre unidades formadoras de colonia y  $\Delta\alpha$  en el grupo AN.

Por otro lado, en el grupo NE es posible observar que no hay correlación. En este caso, no hubo filtración en ningún implante, independiente del tamaño de la interfase.



Gráfica 4-3. Gráfico de correlación entre unidades formadoras de colonia y  $\Delta\alpha$  en el grupo AN.





## 5. Discusión

La peri-implantitis ha sido definida como una condición patológica asociada a la presencia de bacterias que ocurre en los tejidos de soporte de los implantes, caracterizada por la inflamación de la mucosa peri implantar y la progresiva pérdida ósea. Se asume que la mucositis peri implantar le precede y se asocian principalmente a un mal control de placa (50). La reversibilidad de la enfermedad hasta ahora no se ha descrito.

La prevalencia basada en el sujeto (relación número de sujetos que presentan la enfermedad/ número total de sujetos evaluados) y basada en el implante (relación número de implantes afectados/ número total de implantes evaluados) ha sido reportada. Lee *et al* en 2017 presentó los siguientes resultados de su metaanálisis: la prevalencia de mucositis peri implantar basada en implantes e individuos es 29,48% y 46,83% respectivamente mientras la peri implantitis es cerca de 9,25% y 19,83% (51). Duque *et al* (52), reportaron que tras el primer año de función, la prevalencia de mucositis y peri implantitis en implantes con plataforma reducida es de 90% y 6,6%, por otra parte, el mismo autor realizó una evaluación similar en una población de Medellín (Colombia) y encontró una prevalencia de 62,7% de mucositis y 9,8% de peri implantitis (53). A pesar que los datos epidemiológicos en Colombia son insuficientes, es posible observar que las prevalencias son similares a las reportadas por Chung-Teh. Se considera necesario investigar más acerca de este tema en Colombia.

Existen diferentes alternativas de manejo de las patologías peri implantares. El tratamiento no quirúrgico no es efectivo para contrarrestar la pérdida ósea, mientras las alternativas quirúrgicas si han mostrado resultados positivos, pero aún se requieren

---

estudios a largo plazo para comprobar su confiabilidad (53). De modo que, los datos anteriores reflejan una situación actual que demanda atención y la prevención se establece como la mejor alternativa para mantener la salud peri implantar.

Los factores más relevantes en el establecimiento de la enfermedad peri implantar son la colonización de microorganismos y factores mecánicos que trabajan de manera conjunta. En el presente estudio se evaluaron dos factores desencadenantes de la enfermedad peri implantar. En primera instancia, la evaluación del tamaño de la interfase implante-pilar con un abordaje desde el punto de vista mecánico, y la filtración de *E. coli* en la interfase implante-pilar desde el aspecto biológico. Se evaluó la conexión interna cónica por que ha demostrado tener el mejor comportamiento biomecánico. Diferentes autores han evaluado las características de diseño de los tipos de conexiones y han logrado determinar que la conexión interna cónica es la más confiable. Assenza *et al* (38), evaluaron la micro-filtración de *Pseudomonas aeruginosa* y *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* en implantes de conexión interna trilobulada y conexión interna cónica en condición estática. Encontraron filtración en 6 de 10 implantes trilobulados y 1 de 10 en conexión interna cónica, de igual forma Jansen *et al* (54), evaluaron la microfiltración de *E. coli* en 10 tipos de conexiones internas hexagonales y cónicas. Concluyeron que ninguna tiene la facultad de impedir la filtración. Baggi *et al* (40), evaluaron la filtración de *Streptococcus sanguinis*, *Fusobacterium nucleatum*, *Actinomyces odontolyticus*, *Candida albicans* y *Candida glabrata* en implantes de conexión interna hexagonal y cónica. Encontraron que no hubo diferencia estadísticamente significativa entre los dos tipos de conexiones, todos los grupos presentaron filtración. Sato *et al* (39), evaluaron la filtración de *Staphylococcus aureus* en la interfase de implantes Neodent de conexión interna hexagonal y cónica. Los dos grupos presentaron filtración, fue menor en la conexión cónica, pero no hubo diferencia estadísticamente significativa. Estos estudios que reportan resultados de filtración en condiciones de no carga muestran que la conexión cónica es más efectiva bloqueando el paso de microorganismos, a pesar de no demostrar en todos los casos una diferencia estadísticamente significativa con otras conexiones.

## **CARACTERIZACIÓN DE LAS MUESTRAS Y EVALUACIÓN DEL ALFA Y DELTA ALFA**

Durante la caracterización de las muestras, se determinó que los implantes y pilares están compuestos por Titanio Ti4Al6V. Para evaluar la conicidad del implante y el pilar se utilizó el microscopio de variación focal ALICONA y se aplicó el concepto de  $\Delta\alpha$  propuesto por Aguirrebeitia *et al.* A diferencia de otros estudios, en este se propuso hallar el ángulo  $\Delta\alpha$  definido como la diferencia entre la conicidad del implante y el pilar. El  $\Delta\alpha$  puede ser positivo o negativo, obtener un valor negativo es un resultado indeseado dado que existiría una discrepancia entre las partes desde antes de iniciar el ciclo masticatorio. Si se obtiene un valor positivo el espacio en la interfase es menor, sin embargo, si ese valor supera los rangos recomendados por el autor, los esfuerzos dirigidos a las paredes del implante son mayores, un efecto que también es indeseable. Aguirrebeitia propone que el rango aproximado ideal de  $\Delta\alpha$  es de  $0,15^\circ$  a  $0,25^\circ$ .

En el presente estudio se encontró que la conicidad de los implantes AN y NE es de  $5,73^\circ$  y  $5,82^\circ$  respectivamente, mientras la conicidad de los pilares es  $5,77^\circ$  y  $5,96^\circ$ . Estos datos permitieron determinar el  $\Delta\alpha$ , para AN  $0,08^\circ$  y para NE  $0,28^\circ$ . Al aplicar el análisis estadístico se encontró que la varianza entre los grupos es diferente con un valor  $p=0,00000000815$  y que es menor en el Ankylos. Este resultado permite inferir que este grupo tiene una variación dimensional menor, es decir, mayor precisión en el proceso de manufactura, adicionalmente, el  $\Delta\alpha$  del grupo AN está fuera del rango recomendado por Aguirrebeitia *et al.*, siendo menor a  $0,15^\circ$ . De otro lado, el  $\Delta\alpha$  del grupo NE es mayor, es decir, más positivo con respecto al grupo AN y la variación fue mayor. De modo que, es posible inferir que la precisión es menor con respecto al grupo AN pero que el valor de  $\Delta\alpha$  se encuentra dentro de los rangos recomendados por el mismo autor.

La metodología utilizada en el presente estudio fue apropiada para realizar las mediciones esperadas, y brindó ventajas superiores frente a otros equipos, no obstante, no es comparable con otros estudios, dado que es el primer estudio que evalúa la interfase implante-pilar utilizando metrología dimensional de precisión con microscopía óptica de variación focal ALICONA, en este caso se halló un ángulo y no una medición en micras.

Las medición de la interfase en implantes de conexión cónica se debe realizar desde un abordaje perpendicular a la plataforma del implante dado el efecto de plataforma reducida que traslada la zona de unión implante-pilar hacia el centro del implante. De modo que, dependiendo la metodología utilizada, es necesario realizar modificaciones en

---

las muestras como cortes, pulidos o mecanizado del pilar, de tal forma que los contornos del pilar no impidan la observación de la zona de unión. En otros escenarios es necesario incluso realizar la sección longitudinal de complejo implante pilar para obtener una vista desde su parte interna, generando así destrucción de las muestras. El microscopio ALICONA permitió evaluar la macro-geometría de los implantes y pilares sin producir cambios estructurales que modificaran o destruyeran los objetos de estudio, este equipo realiza un escaneo de la superficie de la muestra sin contacto, por lo tanto tampoco no deja huella a nivel micro-geométrico (superficial), permitiendo realizar evaluaciones posteriores de la muestra sin alterarla. Por otro lado, a diferencia de otros métodos como la microscopía electrónica de barrido MEB, el software del microscopio ALICONA realiza mediciones cuantitativas, objetivas pues posee funciones de medición intrínsecas. y Ranieri *et al* en 2015 (30) evaluaron la interfase implante pilar utilizando microscopía electrónica de barrido MEB. Realizaron cortes con un disco de diamante 1mm arriba de la plataforma para eliminar el perfil de emergencia del pilar y exponer la interfase. Se realizaron las mediciones en sitios puntuales y utilizando otro instrumento de medición dado que el MEB no tiene esa función y encontraron espacios a nivel de la interfase.

Otras metodologías han sido aplicadas sin generar destrucción de la muestra: Scarano *et al* en 2016 (29) utilizaron microtomografía de rayos x y Blum *et al* (32) en 2015 utilizaron radiografía con Synchrotron. La utilización de este tipo de instrumentos permite hacer evaluaciones sin modificar las geometría o superficies de las muestras.

Dentro de los objetivos de este estudio, se planteó la medición de la interfase después de aplicar la carga cíclica. Durante el desarrollo del trabajo se observó y analizó que, la medición de ángulos hace parte de la macrogeometría dentro de la metrología geométrica, este parámetro fue medido pero no es susceptible de cambio posterior a la carga. Sin embargo, si es posible observar desgaste y deformación de la superficie, estos parámetros hacen parte de la microgeometría y requieren metodologías diferentes para ser evaluadas, por lo tanto, no se realizó la medición de la angulación posterior a carga y el desgaste y deformación no hacen parte de los objetivos de este estudio, por lo tanto no fue medido.

## EVALUACIÓN DE LA MICROFILTRACIÓN EN CONDICIÓN DE NO CARGA

La evaluación de la micro-filtración antes y después de carga se realizó utilizando como microorganismo de prueba *E. coli*, un bacilo gramnegativo anaerobio facultativo que mide 1,1 a 1,5 $\mu$ m de diámetro y 2-6 $\mu$ m de longitud, usado frecuentemente en estudios in vitro por su capacidad de crecimiento, además, se ha encontrado en lesiones de peri implantitis (55). Se aplicaron cuatro metodologías diferentes, dos cualitativas (presencia de turbidez (si/no), escala de MacFarland) y dos semicuantitativas (absorbancia y unidades formadoras de colonia UFCs). Fue posible observar que, mientras la evaluación visual de turbidez y absorbancia no detectaron presencia de bacterias, la siembra para evaluar unidades formadoras de colonia, si fue capaz de detectar la presencia de bacterias que fueron confirmadas mediante tinción gram. De modo que, el uso de metodologías netamente cualitativas puede generar errores al mostrar falsos negativos. La utilización de UFCs fue útil para detectar pequeñas cantidades de filtración, en este caso una unidad formadora de colonia en un implante del grupo NE en condición estática. Por su parte, el grupo AN no presentó filtración en ninguno de los complejos implante-pilar.

Estos resultados son similares a lo encontrado por Peruzzeto *et al* (56) quienes evaluaron mediante turbidez la filtración de *E. coli* en implantes de conexión cónica con y sin indicadores (SIN Sistema de implantes, São Paulo, SP, Brazil), en condición estática. Los dos tipos de implantes presentaron filtración, el grupo con indicadores presento menor filtración en comparación a aquellos sin indicador con un  $p= 0,0237$ , en el presente estudio pudimos observar que los indicadores de los dos grupos son totalmente diferentes, se podría pensar que las diferencias en la geometría de los indicadores podría ser un factor importante en el comportamiento de la interfase, sin embargo, esto no puede ser cien porciento confirmado. Dércole *et al* (57), evaluaron la filtración mediante turbidez de *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* en implantes de conexión cónica (Biological Conical Connection Oralplant; Oralplant, Cordenons, PD, Italy) utilizando diferentes torques de precarga (20, 30, 40N). Encontraron que hubo filtración en los grupos con 20N y 30N, el grupo de 40N no presentó filtración, concluyeron que el torque de conexión influye en la filtración de microorganismos. Aloise *et al* (58) evaluaron la filtración de *Streptococcus sanguinis* biotipo II en la interfase de implantes Bicon y Ankylos en condición estática mediante la evaluación de la turbidez. Los dos sistemas de implante presentaron filtración en 3 de 10 muestras.

---

En términos generales, se ha observado que en condición estática, ningún implante ha bloqueado el paso de microorganismos.

### **MICROFILTRACIÓN Y CARGA CÍCLICA**

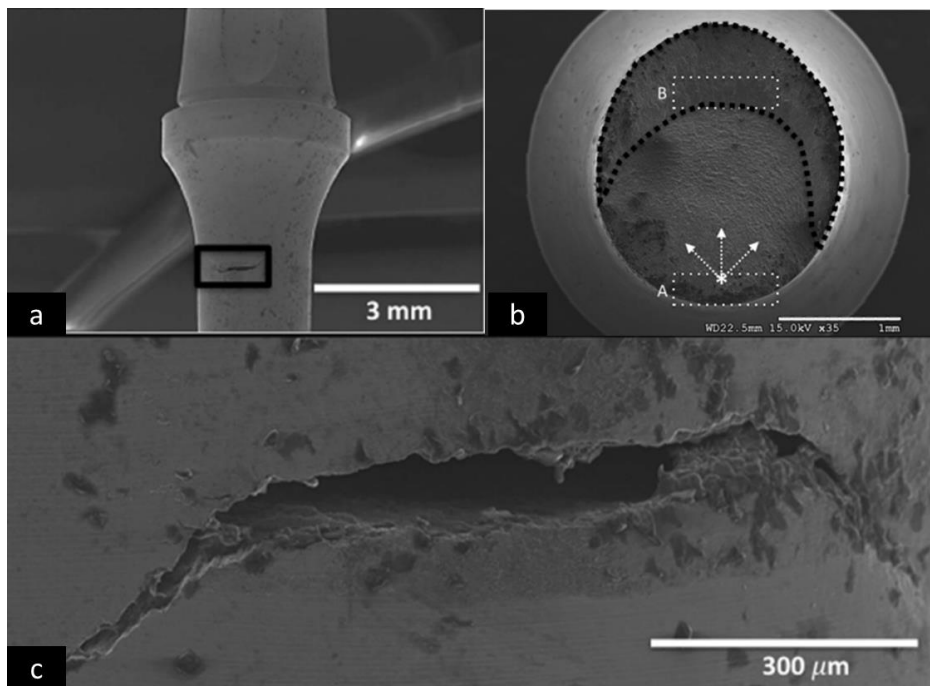
Se ha demostrado que la filtración se comporta diferente cuando los implantes se encuentran en función. La norma ISO 14801:2016 establece las condiciones para realizar ensayos de falla y fatiga en implantes dentales en medio seco y medios húmedos (saliva, bacterias, endotoxina etc). En el presente estudio se logró la puesta a punto del dispositivo de carga cíclica elaborado en la Facultad de Ingeniería Mecánica de la Universidad Nacional de Colombia en conjunto con el Grupo de investigación en biomecánica y con la participación de la Facultad de Odontología- Maestría en Odontología. Se diseñó y programó según la norma ISO (48).

El dispositivo permite realizar los ensayos de microfiltración de manera simultánea a la carga cíclica, pues cuenta con una matriz que permite la colocación de medios húmedos de diferente naturaleza (en este caso BHI con *E.coli*), al mismo tiempo controla la temperatura (36°) para simular las condiciones orales. Todas las partes permiten su esterilización. La norma ISO recomienda usar el peor escenario posible en el cual se pueda encontrar un implante. Por un lado, seleccionar el menor diámetro que tenga disponible determinada marca, en este caso utilizamos implantes de diámetro 3,3mm, la angulación recomendada es 30° y se realizó de esta manera. Los rangos de carga fisiológica son: para molares 216-847N y en dientes anteriores 108-299N, en este estudio se usó 120N y por último en cuanto a las muestras, indica usar como mínimo dos muestras por cada nivel de carga (59), en este estudio usamos un nivel de carga y usamos 5 muestras en cada grupo.

Diferentes autores han estudiado implantes bajo carga, sin utilizar medios acuosos, con el fin de evaluar su comportamiento mecánico. Blum *et al* (32), realizaron la evaluación de la formación de espacios en la interfase implante-pilar y el desgaste en implantes de conexión cónica, encontraron que el espacio de la interfase aumenta durante la carga cíclica, que el tipo de palanca depende de la altura y la angulación de la zona de acoplamiento y que en la zona de acoplamiento se observan diferentes tipos de desgastes (abrasivo, adhesivo) y partículas de desgaste. Recomiendan realizar ensayos

simultáneos con medios acuosos que permitan reproducir de una manera más real las condiciones clínicas.

Bordin *et al* (49), evaluaron la confiabilidad y probabilidad de supervivencia de implantes estrechos (diámetro menor a 3,75mm) y extra estrechos (diámetro menor a 3mm). Realizaron pruebas de carga cíclica según la norma ISO de 50.000 a 100.000 ciclos a 50N, 100N, 150N y 180N. Encontraron que la probabilidad de supervivencia después de 100.000 ciclos a 150N fue del 61,5% y 26% para implantes de 2,9mm y 3,3mm respectivamente, sin diferencia estadísticamente significativa. A 180N tanto a 50.000 como 100.000 N la confiabilidad de ambos implantes fue 0%. Las imágenes de MEB mostraron deformación plástica en la conexión y microfracturas en el pilar.



**Figura 16. Microfotografía MEB. a y c) Inicio de una fractura en un pilar sometido a carga dinámica. b) imagen de una fractura en una muestra. Se observa las líneas de fractura de un material dúctil a un aumento de 35x. Tomada y editada de (32).**

El presente estudio arrojó como resultado que bajo carga el grupo NE no presentó filtración, mientras en el grupo AN dos implantes filtraron, esto corresponde a un 40% de la muestra. Estos hallazgos son relevantes, porque muestran una correlación inversamente proporcional del  $\Delta\alpha$  con la filtración. Según los hallazgos, el  $\Delta\alpha$  de los



implantes 4 y 5 de Ankylos fue  $0^\circ$  y  $0,05^\circ$ . Estos dos implantes presentaron filtración corroborando lo expuesto por Aguirrebeitia, quien describe que a un menor  $\Delta\alpha$  la posibilidad de apertura a nivel de la interfase durante la carga es mayor, relacionándose de manera positiva con la filtración. Por su parte, el grupo NE mostró un  $\Delta\alpha$  mayor que se correlaciona con una menor posibilidad de apertura en función y por tanto una disminución en la filtración. Es importante resaltar que este estudio también reporta que los  $\Delta\alpha$  mayores a  $0,25^\circ$  también pueden tener efectos indeseados como la distribución de esfuerzos hacia las paredes del implante produciendo deformaciones plásticas en el titanio en la zona de acoplamiento y por ende también concentración de esfuerzos a la cresta ósea. La relación entre el  $\Delta\alpha$  y la filtración no se había establecido previamente.

Al comparar la filtración antes y después de carga, es posible observar que en el grupo AN la filtración aumentó con la carga, mientras en el grupo NE disminuyó. Estos hallazgos son diferentes a lo encontrado Alves *et al* (60) quienes evaluaron la filtración de *E.coli* en implantes de conexión interna cónica TIS y TIF con diámetro 4,3x11mm. Evaluaron la filtración antes y después de carga ( el ensayo de filtración se realizó separado a la carga), guiados por la norma ISO 14801:2007 a  $30^\circ$  de angulación, 500.000 ciclos, 120N y 2Hz. Encontraron que los TIF presentaron 8,3% de filtración antes de carga y 25% después de carga, mientras TIS 58% antes y 41% después. La filtración disminuyó luego de la carga en conexiones TIS y adjudican este resultado al apretamiento de las partes y aumento de la fricción. Sin embargo, la filtración fue evaluada de manera estática , por lo cual recomendaron realizar experimentos simultáneos. Concluyen que el maquinado preciso y el proceso de finalizado son fundamentales en la confiabilidad de las conexiones y que ninguna es capaz de bloquear al 100% la filtración. Por su parte Zipprich *et al* (61), evaluaron la filtración de *Streptococcus sanguinis*, *Streptococcus mutans*, *Actinomyces viscosus*, *Fusobacterium nucleatum*, *Veillonella parvula* en 7 conexiones internas cónicas y 7 hexagonales internas con diámetros de 4,3 x11mm. El estudio bajo carga se realizó según la norma ISO, utilizaron una carga de incremento gradual hasta 300N, con dos actuadores a  $90^\circ$  y  $0^\circ$  y una temperatura constante de  $37^\circ\text{C}$ . Solo un implante de conexión cónica de 35 presentó filtración (Osstem GS II), dentro de este grupo estaba Ankylos y no tuvo filtración. En el grupo de hexagonales 3 implantes de 35 filtraron, uno marca J-Series Camlog y dos S Plus (Dentsply). En este estudio se demostró que los implantes de conexión conica presentan una filtración despreciable bajo carga.

Tendiendo en cuenta los resultados mecánicos y de filtración es importante mencionar que las diferencias en los resultados podrían estar relacionadas con los diámetros utilizados. Mientras los estudios mencionados utilizan diámetros grandes como 4,3mm en este estudio se utilizaron diámetros estrechos, que según lo reportado por Bordin *et al* (49), podría influir de manera directa en el comportamiento mecánico de la interfase y por ende en la filtración de microorganismos. De otro lado, un estudio con resultados similares al presente trabajo fue realizado por Koutouzis *et al* (16), quienes evaluaron la filtración de *E. coli* en implantes (Implant One Fixtures 4x12mm) de conexión interna cónica antes y después de carga. Los parámetros utilizados fueron: 30° de angulación, 50N y 500.000 ciclos a 1Hz de frecuencia. En este estudio se realizó de manera simultánea la carga y el ensayo de filtración. Midieron mediante UFCs y encontraron que el número de UFCs aumentó en carga, en promedio antes de carga fue de 3UFCs y después de 19,2UFCs. Concluyen que la carga afecta el potencial de colonización.

Los resultados del presente estudio en relación con otros estudios publicados muestran que la filtración es un evento multifactorial, relacionado de manera estrecha con las características mecánicas de las conexiones. Existen múltiples experimentos sin carga con resultados muy variables y experimentos con carga que contribuyen a conocer el comportamiento de las interfases, sin embargo, los estudios in-vitro de carga con filtración en medios variados, que se acercan un poco más a reproducir el ambiente en el cual se encontrará un implante en función son pocos, y con resultados variables debido a que las metodologías son diferentes: diferente medio (saliva, bacterias con diferentes características, toluídina, agua), diferentes ciclos, cargas, dimensiones de los implantes, diferentes marcas y angulaciones de la carga. Todos estos factores determinan los resultados variados. La norma ISO es una aproximación a estandarizar los ensayos de fatiga y fractura, con el fin de lograr ensayos comparables, sin embargo, hay condiciones como la simulación de pérdida ósea en todos los tipos de implantes, que podría ser discutible. Suzuki *et al* (62), investigaron la relación entre la fractura de implantes bajo ensayos de fatiga y los ángulos y profundidad de inserción. Utilizaron implantes (IMZ Twin Plus (Dentsply Friadent, Mannheim, Germany) de 3,3x10mm, sumergidos en bloques de resina inclinados a 5°, 10°, 15° y 20° y sumergidos a una profundidad de 5 y 10mm. Se realizaron 100.000 ciclos a 294, 392 y 490 N. El momento de fractura estuvo influenciado ampliamente por la profundidad del implante, a 5mm la fractura ocurrió a la menor inclinación y la menor carga. A mayor inclinación del implante, resistió menos ciclos, y a

mayor carga sucedió lo mismo. De otro lado, la medición del tamaño de la interfase, antes y después de carga, es difícil, pues su evaluación se ha realizado únicamente en un punto seleccionado que podría no ser representativo, dado que la interfase es un espacio tridimensional y dadas las condiciones de deformación y desgaste que se han expuesto. En este estudio, realizamos una evaluación de 360°, y obtuvimos un ángulo que se aproxima a entender el comportamiento bajo carga de la conexión cónica, sin embargo, la observación de este espacio durante la carga, se presenta como un gran reto para la investigación. Hasta el momento no se han recomendado rangos de tamaño de interfase y de filtración que puedan clasificarse como normales o aceptables clínicamente.

Por ende, se considera que los resultados del presente estudio son valiosos para enriquecer la literatura actual que evalúa las capacidades biomecánicas de los implantes dentales, teniendo en cuenta que es uno de los pocos estudios que reúnen en un mismo ensayo características importantes como un medio acuoso con bacterias, carga dinámica según la norma ISO 14801:2016, temperatura 36°, evaluación de la filtración cualitativa y semicuantitativamente. Por otra parte, se considera de vital importancia realizar evaluación de la deformación, desgaste y corrosión del material, dado que estas condiciones son importantes también en el comportamiento biomecánico de los implantes dentales.

## 6. Conclusiones

Dentro de las limitaciones de este estudio es posible concluir que:

- La conicidad en los implantes AN y NE es similar.
- La interfase  $\Delta\alpha$  tiene diferencias estadísticamente significativas en los dos grupos: la variación de AN es menor es decir más precisa, mientras el tamaño de la interfase es menor en NE con un  $\Delta\alpha$  mayor .
- La filtración en no carga es igual para los dos grupos.
- La carga dinámica modifica el potencial de filtración de microorganismos en la interfase.
- El  $\Delta\alpha$  se relaciona de manera inversamente proporcional con la filtración.

## 7.Recomendaciones

- Se recomienda realizar estudios de tribocorrosión evaluando filtración, desgaste, corrosión y deformación utilizando la norma ISO.
- Evaluar múltiples marcas, con diferentes características como presencia de indicadores, altura de la zona de acoplamiento y diferentes diámetros.
- Se recomienda evaluar diferentes medios, como saliva, flúor ó bacterias.
- Utilizar bacterias orales de alta prevalencia en peri-implantitis y extender los tiempos de los estudios.



**A. ANEXO: Tabla de referencias y especificaciones de las muestras**

ADITAMENTO	LOTE	REFERENCIA
IANK1	B170000815	17-0544 31010410 C/X A11 3.5 LI1
IANK2	B170000815	17-0544 31010410 C/X A11 3.5 LI1
IANK3	B170000815	17-0544 31010410 C/X A11 3.5 LI1
IANK4	B170000815	17-0544 31010410 C/X A11 3.5 LI1
IANK5	B170000815	17-0544 31010410 C/X A11 3.5 LI1
PANK1	B160006147	17-3030 31024130 REGULAR X6H 3.0
PANK2	B160006147	17-3030 31024130 REGULAR X6H 3.0
PANK3	B160006147	17-3030 31024130 REGULAR X6H 3.0
PANK4	B160006147	17-3030 31024130 REGULAR X6H 3.0
PANK5	B160006147	17-3030 31024130 REGULAR X6H 3.0
INEO1	8001724361	109-693 3,5X11MM
INEO2	8001724361	109-693 3,5X11MM
INEO3	8002359401	109-693 3,5X11MM
INEO4	8002359401	109-693 3,5X11MM
INEO5	8003010531	109-693 3,5X11MM
PNEO1	800304261	114.375 4,5X6X4,5MM
PNEO2	800304261	114.375 4,5X6X4,5MM
PNEO3	800304261	114.375 4,5X6X4,5MM
PNEO4	800304261	114.375 4,5X6X4,5MM
PNEO5	800304261	114.375 4,5X6X4,5MM



## 8. Bibliografía

1. Galindo-Moreno P, Sanchez-Fernandez E, Monje A, Fernandez-Jimenez A, Silvestre FJ, Catena A, et al. Influence of the Crown-Implant Connection on the Preservation of Peri-Implant Bone: A Retrospective Multifactorial Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30(2):384–90.
2. Goiato MC, Pellizzer EP, da Silva EVF, Bonatto L da R, dos Santos DM. Is the internal connection more efficient than external connection in mechanical, biological, and esthetical point of views? A systematic review. *Oral Maxillofac Surg*. 2015;19(3):229–42.
3. León-Cano A, Catena A, Ortega-Oller I, Galindo-Moreno P, Monje A, O'Valle F. Marginal bone loss as success criterion in implant dentistry: beyond 2 mm. *Clin Oral Implants Res*. 2014;26(4):e28–34.
4. Papathanasiou E, Finkelman M, Hanley J, Parashis AO. Prevalence, Etiology and Treatment of Peri-implant Mucositis and Peri-implantitis: A Survey of us Periodontists. *J Periodontol* [Internet]. 2015;(May):1–15. Available from: <http://www.joponline.org/doi/10.1902/jop.2015.150476>
5. Oh T-J, Yoon J, Misch CE, Wang H. The causes of early implant bone loss: myth or science? *J Periodontol*. 2002;73(3):322–33.
6. Canullo L, Penarrocha-Oltra D, Soldini C, Mazzocco F, Penarrocha M, Covani U. Microbiological assessment of the implant-abutment interface in different connections: Cross-sectional study after 5 years of functional loading. *Clin Oral Implants Res*. 2015;26(4):426–34.
7. Zhou ZR, Jin ZM. Biotribology: Recent progresses and future perspectives. *Biosurface and Biotribology* [Internet]. 2015;1(1):3–24. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2405451815000082>
8. Apaza-Bedoya K, Tarce M, Benfatti CAM, Henriques B, Mathew MT, Teughels W, et al. Synergistic interactions between corrosion and wear at titanium-based dental implant connections: A scoping review. *J Periodontal Res*. 2017;(April):1–9.
9. Silva-neto JP, Antônio M, Nóbilo DA. Influence of Methodologic Aspects on the Results of Implant-Abutment Interface Microleakage Tests : A Critical Review of In Vitro Studies. 2012;
10. 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>
11. Tripodi D, Vantaggiato G, Scarano A, Perrotti V, Piattelli A, Iezzi G, et al. An In Vitro Investigation Concerning the Bacterial Leakage at Implants With Internal Hexagon and Morse Taper Implant-Abutment Connections. *Implant Dent*. 2012;21(4):335–9.
12. do Nascimento C, Miani PK, Pedrazzi V, Gonçalves RB, Ribeiro RF, Faria ACL, et al. Leakage of saliva through the implant-abutment interface: in vitro evaluation of three different implant connections under unloaded and loaded conditions. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2012;27(3):551–60. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22616048>

13. D'Ercole S, Tripodi D, Marzo G, Bernardi S, Continenza MA, Piattelli A, et al. Degree of bacterial microleakage at the implant-abutment junction in Cone Morse tapered implants under loaded and unloaded conditions. *J Appl Biomater Funct Mater*. 2015;13(2):e174-80.
14. Sarmiento Delgado ML. Evaluación de la Estabilidad de la Interfase Implante - Pilar en Pilares de Titanio y Zirconia. Repositorio Universidad Nacional de Colombia. 2014.
15. Buitrago Asterlis, Sarmiento Martha Lucia, Serrano Carlos Alberto HSC. Colonización bacteriana de la interfase implante-pilar en implantes de conexión interna sometidos a carga dinámica con pilares personalizados . 2015;
16. Nascimento C, Miani P, Watanabe E, Pedrazzi V, Albuquerque R. In Vitro Evaluation of Bacterial Leakage Along the. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2011;26(4):3–8.
17. The glossary of Prosthodontic Terms. *J Prosthet Dent*. 2005;94(1):10–92.
18. dos Santos AM. Biomechanical study of prosthetic interfaces : A literature review. *Dent Press Implant*. 2013;7(4):90–8.
19. Kalpakjian, S., & Schmid SR. *Manufactura, ingeniería y tecnología*. Pearson Ed. 2002. 35.11 pag. 961 p.
20. Piñeiro MM. *Metrología : introducción, conceptos e instrumentos*. Universida. Oviedo U de, editor. Oviedo; 2000. 188 p.
21. Tortora G, Funke B CC. *Microbiology: an introduction*. Pearson Education E, editor. UNITED STATES; 2016. 1-808 p.
22. Reinhard Danzl, Franz Helmlí SS. Focus Variation – A New Technology for High Resolution Optical 3D Surface Metrology. *J Mech Eng*. 2009;57(3):245–56.
23. Narang P, Arora A, Bhandari A. Biomechanics of implant abutment connection : A review. *Indian J Stomatology*. 2011;2(2):113–6.
24. Yamanishi Y, Yamaguchi S, Imazato S, Nakano T, Yatani H. Effects of the Implant Design on Peri-Implant Bone Stress and Abutment Micromovement: Three-Dimensional Finite Element Analysis of Original Computer-Aided Design Models. *J Periodontol [Internet]*. The Academy of Dental Materials; 2014;85(9):e333–8. Available from: <http://www.joponline.org/doi/10.1902/jop.2014.140107>
25. 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>
26. Aguirrebeitia J, Abasolo M, Vallejo J, Ansola R. Dental implants with conical implant-abutment interface: influence of the conical angle difference on the mechanical behavior of the implant. *Int J Oral Maxillofac Implants [Internet]*. 2013;28(2):e72-82. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23527371>
27. Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *J Biomech*. 2005;38(1):87–97.
28. Coppede AR, Bersani E, de Mattos MDC, Rodrigues RCS, Sartori IAD, 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. Scarano A, Valbonetti L, Degidi M, Pecci R, Piattelli A, De Oliveira PS, et al. Implant-Abutment Contact Surfaces and Microgap Measurements of Different Implant Connections under 3-Dimensional X-Ray Microtomography. *Implant Dent*. 2016;25(5):656–62.
30. Ranieri R, Ferreira A, Souza E, Arcoverde J, Dametto F, Gade-Neto C, et al. The bacterial sealing capacity of morse taper implant-abutment systems in vitro. *J Periodontol [Internet]*.

- 2015;86(5):696–702. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25658884>
31. Jorge JRP, Barao VAR, Delben JA, Assuncao WG. The role of implant/abutment system on torque maintenance of retention screws and vertical misfit of implant-supported crowns before and after mechanical cycling. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2013;28(2):415–22. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23527343>
  32. Blum K, Wiest W, Fella C, Balles A, Dittmann J, Rack A, et al. Fatigue induced changes in conical implant-abutment connections. *Dent Mater* [Internet]. The Academy of Dental Materials; 2015;31(11):1415–26. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2015.09.004>
  33. Cho S-Y, Huh Y-H, Park C-J, Cho L-R. Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Stress Distribution at the Internal Implant-Abutment Connection. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2016;36(3):e49-58.
  34. Asa L, Stefan R, Gunnar D. Microbial findings at failing implants. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 1999;10(5):339–45. Available from: <http://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&from=export&id=L129347662%5Cnhttp://xv9lx6cm3j.search.serialssolutions.com/?sid=EMBASE&issn=09057161&id=doi:&atitle=Microbial+findings+at+failing+implants.&stitle=Clin+Oral+Implants+Res&title=Clin+Oral+Implants+Res>
  35. 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>
  36. Mombelli A. Microbiology and antimicrobial therapy of peri-implantitis. *Periodontol* 2000. 2002;28(40):177–89.
  37. Quirynen M, Vogels R, Peeters W, van Steenberghe D, Naert I, Haffajee A. Dynamics of initial subgingival colonization of “pristine” peri-implant pockets. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2006 Feb [cited 2014 Aug 15];17(1):25–37. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16441782>
  38. 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*. 2012;83(4):491–7.
  39. Sato S, Pedrazzi V, Teixeira W, Ribeiro RF. Microleakage into and from Two-stage implants: An In Vitro Comparative Study. *Int J oral Maxillofac Implant*. 2011;26(1):56–62.
  40. 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>
  41. de Oliveira GR, Olate S, Pozzer L, Cavalieri-Pereira L, Rodrigues-Chessa JG, Albergaria-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>
  42. 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>
  43. Harder S, Dimaczek B, Açil Y, Terheyden H, Freitag-wolf S, Kern M. Molecular leakage at implant-abutment connection — in vitro investigation of tightness of internal conical implant-abutment connections against endotoxin penetration. *Clin Oral Investig*. 2010;14:427–32.

44. 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];5:1–7. Available from: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=4206669&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
45. 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>
46. Silva F, Fernandes DF, José W. Preload Loss and Bacterial Penetration on Different Implant-Abutment Connection Systems. 2010;21:123–9.
47. Guerra E, Pereira C, Faria R, Olavo A, Bottino M, de Melo R. The Impact of Conical and Nonconical Abutments on Bacterial Infiltration at the Implant-Abutment Interface. *Int J Periodontics Restor Dent*. 2016;(36):825–31.
48. International Standard Organization. ISO 14801. Dentistry-Implants Dynamic fatigue test for endosseous dental implants. 2016.
49. Bordin D, Coelho PG, Bonfante EA, Bergamo ETP, Fardin VP. Fracture strength and probability of survival of narrow and extra-narrow dental implants after fatigue testing: In vitro and in silico analysis. *J Mech Behav Biomed Mater* [Internet]. Elsevier Ltd; 2017;71(March):244–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.03.022>
50. G. Caton J, Armitage G, Berglundh T, Chapple ILC, Jepsen S, S. Kornman K, et al. A new classification scheme for periodontal and peri-implant diseases and conditions – Introduction and key changes from the 1999 classification. *J Clin Periodontol*. 2018;45(March):S1–8.
51. Lee CT, Huang YW, Zhu L, Weltman R. Prevalences of peri-implantitis and peri-implant mucositis: systematic review and meta-analysis. *J Dent* [Internet]. Elsevier; 2017;62(December 2016):1–12. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2017.04.011>
52. Duque AD, Aristizabal AG, Londoño S, Castro L, Alvarez LG. Prevalence of peri-implant disease on platform switching implants: a cross-sectional pilot study. *Braz Oral Res* [Internet]. 2016;30(1):3–10. Available from: [http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1806-83242016000100204&lng=en&nrm=iso&tling=en%5Cnhttp://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26676197](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1806-83242016000100204&lng=en&nrm=iso&tling=en%5Cnhttp://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26676197)
53. Duque, A; Ortiz, P; Gallego, C; Chacón, C; Aristizabal, C; Segura A. Prevalencia de mucositis y peri-implantitis en los pacientes tratados con implantes en la clínica ces entre 2002 y 2009. *CES Medellín*; 2014.
54. 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>
55. Koutouzis, Theofilos; Mesia, Ruben; Calderon, Nadia; Wong, Fong; Wallet S. The Effect of Dynamic Loading on Bacterial Colonization of the Dental Implant Fixture. *J Oral Implantol*. 2014;40(4):432–7.
56. Peruzetto WM, Martinez EF, Peruzzo DC, Joly JC, Napimoga MH. Microbiological seal of two types of tapered implant connections. *Braz Dent J*. 2016;27(3):273–7.

57. D'Ercole S, Tripodi D, Ravera L, Perrotti V, Piattelli A, Iezzi G. Bacterial leakage in Morse cone internal connection implants using different torque values: An in vitro study. *Implant Dent.* 2014;23(2):175–9.
58. Aloise JP, Curcio R, Laporta MZ, Rossi L, da Silva AMÁ, Rapoport A. Microbial leakage through the implant-abutment interface of Morse taper implants in vitro. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(3):328–35.
59. Marchetti E, Ratta S, Mummolo S, Tecco S, Pecci R, Bedini R, et al. Evaluation of an Oral Implant-Abutment System According to UNI en ISO 14801 Fatigue Test Protocol. *Implant Dent.* 2016;25(5):613–8.
60. Alves DCC, de Carvalho PSP, Elias CN, Vedovatto E, Martinez EF. In vitro analysis of the microbiological sealing of tapered implants after mechanical cycling. *Clin Oral Investig* [Internet]. 2016;20(9):2437–45. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s00784-016-1744-0>
61. Zipprich H, Miatke S, Hmaidouch R, Lauer H-C. A New Experimental Design for Bacterial Microleakage Investigation at the Implant-Abutment Interface: An In Vitro Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2016;31(1):37–44. Available from: [http://quintpub.com/journals/omi/abstract.php?iss2\\_id=1350&article\\_id=15919&article=4&title=A New Experimental Design for Bacterial Microleakage Investigation at the Implant-Abutment Interface: An In Vitro Study#.VqZz-FKhwwg](http://quintpub.com/journals/omi/abstract.php?iss2_id=1350&article_id=15919&article=4&title=A New Experimental Design for Bacterial Microleakage Investigation at the Implant-Abutment Interface: An In Vitro Study#.VqZz-FKhwwg)
62. Suzuki H, Hata Y, Watanabe F. Implant fracture under dynamic fatigue loading: influence of embedded angle and depth of implant. *Odontology.* 2016;104(3):357–62.