



UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA

Evaluación de la Estabilidad de la Interfase Implante-Pilar en Pilares de Titanio y Zirconia

Martha Lucia Sarmiento Delgado

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Odontología, Departamento de Salud Oral
Bogotá, Colombia

2014

Evaluación de Estabilidad de la Interfase Implante-Pilar en Pilares de Titanio y Zirconia

Martha Lucia Sarmiento Delgado

Tesis presentada como requisito parcial para optar al título de:

Magister en Odontología

Director (a):

Ph.D., Doctor Ing. Carlos Julio Cortes Rodríguez

Codirector (a):

MSc., Doctor Guillermo Bernal Dulcey

Línea de Investigación:

Materiales Dentales

Grupo de Investigación:

Biomecánica

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de Odontología, Departamento Salud Oral

Bogotá, Colombia

2014

(Dedicatoria o lema)

A mi familia

Si al franquear una montaña en la dirección de una estrella, el viajero se deja absorber demasiado por los problemas de la escalada, se arriesga a olvidar cual es la estrella que lo guía.

Antoine de Saint-Exupery

Resumen

El posible desajuste mecánico en la interfase implante-pilar puede desencadenar complicaciones protésicas, tales como aflojamiento y/o fractura de los componentes protésicos. La literatura indica que no hay evidencia concluyente respecto a las diferencias entre las propiedades mecánicas y biológicas de las interfases de los pilares metálicos y cerámicos utilizados hoy día en la rehabilitación de implantes dentales; aún más la información sobre pilares cerámicos es limitada y no mayor de 5 años. Debido a lo anterior, surge el presente estudio cuyo objetivo fue evaluar la influencia del tipo de material (titanio, zirconia) en la interfase implante-pilar con respecto al desgaste de los componentes y a la estabilidad del pilar con el implante ante cargas cíclicas.

Materiales y métodos: Se estudiaron cinco grupos de 3 pilares cada uno con implantes de conexión interna hexagonal: titanio y zirconia prefabricados y personalizados mediante CAD-CAM y se sometieron a cargas cíclicas. Se realizaron mediciones entre las caras de los hexágonos a través de un microscopio óptico y un software para diseño mecánico. Los datos fueron procesados para obtener el espacio entre hexágonos (C) y el movimiento rotacional (RM) en la conexión. Se efectuó la caracterización de la textura superficial de los materiales: titanio y zirconia; y del mecanismo de desgaste en la interfase implante-pilar. Adicionalmente se midieron las características geométricas para obtener el grado de tolerancia (IT) de los componentes.

Resultados: El RM obtenido con el instrumento de medición estéreo fue entre 1--4,8° y entre 2--6° utilizando el software para diseño mecánico para todos los grupos, dentro del límite reconocido (5°) que podría afectar la estabilidad de la interfase. Un coeficiente de correlación de R^2 de 89,04% se encontró entre C y RM. Sin embargo, entre la rugosidad y el RM con la transferencia de metal en los pilares de zirconia no se observó correlación. Los componentes se clasificaron en calidad de tolerancia entre IT8 e IT10.

Conclusión: Se estableció un protocolo de medición del movimiento rotacional (RM) y la caracterización del mecanismo de desgaste en la interfase implante-pilar ante carga cíclica. El ajuste mecánico entre los componentes implante-pilar, valorado con el movimiento rotacional es igual para los pilares fabricados en línea y los personalizados elaborados con diferentes tecnologías CAD-CAM.

Palabras clave:

Biomecánica
Implantes Dentales
Zirconia
Interfase Implante-pilar
Pilar de Zirconia

Ajuste mecánico
Carga cíclica

Abstract

The possible misfit at the Implant-abutment interface can trigger prosthetic complications, such as loosening and/or fracture of the prosthetic components. The literature indicates that there is not conclusive evidence of the differences between mechanical and biological properties at the interface of metal and ceramic abutment using today in the dental implant restoration. Further, the information about ceramic abutments is limited and no more than 5 years. The aim of this study was to evaluate the influence of the type of material (titanium, zirconia) at the implant-abutment interface related to components wear and the abutment stability under cyclic loading.

Materials and Methods: Five groups of three abutments each one, connected with hexagonal internal connection implants: titanium and zirconia prefabricated and customized CAD/CAM were cyclically loaded. Measurements between the sides of the hexagons through an optical microscope and mechanical design software are performed. The data were processed to obtain the gap between the hexagons (C) and the rotational movement (RM) at the connection. Characterization of the surface texture of the titanium and zirconia material; and the wear mechanism at the implant-abutment interface were made. The data were processed to obtain the international tolerance (IT) grade.

Results: The RM obtained with the stereo measurement instrument was between 1°–4,8° and 2° - 6° using the mechanical design software for all groups, within the accepted limit (5°) that could affect the interface stability. A correlation coefficient $R^2 = 89,04\%$ was found between C and RM. However, the roughness and RM with the metal transfer at the zirconia abutments no correlation was observed. All the components were classified between IT6 and IT10.

Conclusion: A measurement protocol of the RM was presented and characterization of the wear mechanism at the implant-abutment interface. The mechanical fit between the implant-abutment components was equal for prefabricates and customized abutments made with different CAD/CAM.

Keywords:

Biomechanics
Dental Implants
Zirconia
Implant-abutment interface
Zirconia abutment
Mechanical Fitting
Cyclic loading

Contenido

	Pág.
Resumen	IX
Lista de figuras	XVI
Lista de tablas	XIX
Lista de Símbolos y abreviaturas	XX
Introducción	1
1. Generalidades	5
1.1 Justificación	5
1.2 Problema	6
1.3 Pregunta de investigación.....	6
1.4 Conceptos Generales	6
1.4.1 Estabilidad	6
1.4.2 Deslizamiento	7
1.4.3 Pilar.....	7
1.4.4 Tornillo de fijación	7
1.4.5 Precarga	7
1.4.6 Torque	7
1.4.7 Movimiento o desplazamiento rotacional.....	7
1.4.8 Desgaste.....	7
1.4.9 Desgaste Adhesivo	7
1.4.10 Deformación por desgaste	7
1.4.11 <i>Fretting</i>	8
1.4.12 Biotribología	8
1.4.13 Metalosis.....	8
1.5 Objetivos.....	8
1.5.1 Objetivo General	8
1.5.2 Objetivos Específicos.....	8
1.6 Hipótesis.....	9
2. Estado del conocimiento	11
2.1 CAD-CAM.....	12
2.2 Propiedades mecánicas.....	13
2.3 Movimiento rotacional y ajuste mecánico de la conexión.	14
2.4 Desgaste	17
2.4.1 Mecanismo de desgaste	17
2.4.1.1 Desgaste Adhesivo.....	18

2.4.1.2	Desgaste por Deformación Plástica.	18
2.4.2	Textura superficial.	18
2.4.3	Ajuste y tolerancia	19
3.	Materiales y métodos.....	23
3.1	Tipo de Investigación.....	23
3.2	Unidades experimentales	23
3.2.1	Fabricación de los pilares personalizados.....	24
3.2.1.1	Pilares de zirconia	24
3.2.1.2	Pilares de titanio	24
3.3	Desarrollo dispositivo para ensayo mecánico.....	25
3.3.1	Fijación del implante	26
3.4	Procedimientos para evaluar propiedades del titanio y la zirconia.....	26
3.4.1	Caracterización de materiales.....	26
3.5	Estabilidad en la interfase implante-pilar	27
3.5.1	Protocolo de evaluación del desgaste adhesivo.....	27
3.5.2	Protocolo de medición del movimiento de rotación en la conexión implante-pilar: ángulo α	29
3.6	Tolerancias de componentes.....	31
3.7	Diseño experimental.....	32
4.	Resultados	34
4.1	Desarrollo del dispositivo de ensayo mecánico.	34
4.2	Influencia de las propiedades del material. Caracterización de titanio y zirconia.....	35
4.2.1	Microdureza	35
4.2.2	Difracción de Rx	36
4.2.3	Fluorescencia de Rayos X	36
4.2.4	Textura de superficie	37
4.3	Estabilidad en la interfase implante-pilar.	39
4.3.1	Desgaste adhesivo	39
4.3.2	Microanálisis de composición química con sonda EDX.....	41
4.3.3	Deformaciones plásticas.....	42
4.3.4	Movimiento Rotacional en la conexión implante-pilar.....	45
4.4	Correlaciones	49
4.4.1	Textura superficial Vs Transferencia Metal	49
4.4.2	Movimiento rotacional Vs espacio entre componentes.....	51
4.5	Tolerancias de los componentes	52
5.	Discusión.....	53
5.1	Desgaste adhesivo	54
5.2	Deformaciones plásticas	56
5.3	Movimiento rotacional: MR	56
5.4	Significancia clínica	58
6.	Conclusiones y recomendaciones	61
6.1	Conclusiones.....	61
6.2	Recomendaciones.....	62
A.	Anexo: Estadística de soporte.....	65

B. Anexo: Referencias de aditamentos	71
Bibliografía	73

Lista de figuras

	Pág.
Figura 2-1: a. Pilar prefabricado en zirconia conexión interna en titanio, ZiReal®. b. Pilar personalizado en titanio y zirconia conexión interna, Encode®. (Adaptado de www.3icolombia.com).	12
Figura 2-2: a y b. Rotación en la conexión hexagonal entre los componentes de la interfase implante-pilar. Adaptado de Semper et al, 2009 (10, 53).	15
Figura 2-3. Sistema implante-pilar. Ajuste en la interfase.	20
Figura 3-1. Metodología planteada para evaluar el comportamiento de la interfase implante-pilar.	23
Figura 3-2. Fotografía de los pilares personalizados de zirconia y titanio; y los prefabricados Provide® y ZiReal®	24
Figura 3-3 Esquema del montaje del ensayo de ciclado modificado de Park et al, 2008 (2)	25
Figura 3-4. Microfotografías de áreas de transferencia en los pilares de zirconia a diferentes aumentos.....	28
Figura 3-5: a. Microfotografía 30X con las mediciones entre caras del hexágono del implante. b. Microfotografía 30X con las mediciones en un pilar de titanio.	30
Figura 3-6 a. Imagen obtenida con Inventor® de las medidas entre caras del implante. b. Medidas obtenidas con Inventor del hexágono de un pilar. Microfotografías 30X.	30
Figura 3-7. Diagrama de ensamble implante-pilar de conexión hexagonal interna.	31
Figura 4-1. Dispositivo de ensayo mecánico desarrollado.....	34
Figura 4-3. Diagrama de caja y bigotes de la microdureza del titanio y la zirconia presinterizada y sinterizada.....	36
Figura 4-4. Carta de observación individual del parámetro de rugosidad Sz de pilares... 37	37
Figura 4-5. Carta de control por grupo de pilar. Gráfico X-bar para Sz..... 38	38
Figura 4-6. Comparación porcentaje de transferencia de metal por área del pilar de zirconia.	40
Figura 4-7. Imágenes de la transferencia de metal en el hexágono (b) y el lado del hexágono (c). Analizador de imágenes área del hexágono y lado del hexágono (d, e y f).	40
Figura 4-8. Imágenes de microscopio confocal de la superficie lateral del hexágono de pilares y su correspondiente microfotografía de estereomicroscopio	41
Figura 4-9. Microfotografía MEB de pilar de zirconia y espectro de EDX/MEB..... 42	42
Figura 4-10. Microfotografías de los implantes a 30X y 80X (recuadro) después de ciclado con los diferentes pilares experimentales: 1. ZiReal, 2. Encode titanio, 3. Encode Zirconia, 4. Zirkozahn y 5. Provide.	43

Figura 4-11. Conjunto de imágenes obtenidas con los diferentes microscopios de los implantes y pilares. Mostrando valores de rugosidad superficial y deformaciones plásticas	44
Figura 4-12. Comparación movimiento rotacional por método de medición.....	46
Figura 4-13. Gráfico ANOVA multifactorial para movimiento rotacional antes de ciclado.	47
Figura 4-14. Gráfico de interacción por instrumento Antes Ciclado.	48
Figura 4-15. Gráfico ANOVA multifactorial para movimiento rotacional después de ciclado.	48
Figura 4-16. Regresión lineal para el parámetro Sz Vs transferencia de metal.....	50
Figura 4-17. Regresión lineal para el parámetro Sdr Vs transferencia de metal.	50
Figura 4-18. Gráfico de regresión lineal entre C-Gap y MR antes de ciclado.....	51
Figura 4-19. Gráfico de la regresión lineal entre C y RM después de ciclado.	51
Figura A-1. Difractograma comparativo de zirconia cruda (rojo), zirconia sinterizada T1, T2 y T3 (azul, verde y gris respectivamente).	65
Figura A-2. Gráfico de carta de observaciones individuales del parámetro Sdr de pilares.	66
Figura A--3. Gráfico de control de por grupo de pilares del parámetro Sdr AC.	67
Figura A-4. Gráfico caja y bigotes de parámetro Sdr AC en el lado del hexágono.....	68
Figura A-5. Gráfico caja y bigotes de la RM por método de medición AC.....	68
Figura A-6. Regresión lineal entre el movimiento rotacional (RM AC) y la transferencia de metal.	69

Lista de tablas

	Pág.
Tabla 2-1. Parámetros 3D de textura superficial (70).....	19
Tabla 3-1: Diseño Experimental	32
Tabla 4-1. ANOVA para dureza pro material	36
Tabla 4-2. Fluorescencia de Rx: elementos químicos presentes en zirconia presinterizada y sinterizada.	37
Tabla 4-3: Parámetros de rugosidad en la plataforma del implante y de pilares de zirconia	39
Tabla 4-4. Composición de elementos en pilar de zirconia cuantificado con EDX/MEB..	41
Tabla 4-5. Comparación de medias y desviación estándar (SD) del movimiento rotacional obtenido por imágenes de Estéreo.	45
Tabla 4-6. Comparación del medias y desviación estándar (SD) del movimiento rotacional obtenidas por análisis de imagen con Inventor®.....	46
Tabla 4-7. Comparación de medias para movimiento rotacional por método de medición y momento de ciclado.	47
Tabla 4-8. Tabla de valores absolutos de la media y desviación estándar (SD) de D, C-gap y RM con Inventor® Antes Ciclado.	49
Tabla 4-9. Calidad de tolerancia de componentes ISO 286-1.....	52
Tabla A-1. Tabla ANOVA para microdureza zirconia presinterizada y sinterizada	65
Tabla A-2 Composición química obtenida por Fluorescencia de Rx de muestras de zirconia presinterizada.....	66
Tabla A-3. Composición química obtenida por Fluorescencia de Rx de muestras de zirconia sinterizada.....	66
Tabla A-4. Tabla ANOVA de rugosidad en la plataforma AC.....	67
Tabla A--5. ANOVA de parámetros de rugosidad Sz y Sdr AC y DC en el lado del hexágono.	67
Tabla A-6. Tabla de comparación de medias por área de transferencia en pilares de zirconia.....	68
Tabla A--7. Tabla resumen de porcentajes de transferencia de metal en pilares de zirconia.....	69

Lista de Símbolos y abreviaturas

Símbolos con letras latinas

Símbolo	Término	Unidad SI	Definición
°C	Temperatura Celcius	Grado Celcius	
°	Grados de Rotación		
N	Fuerza	Newton	1N=1 Kg · m/s ²
Hz	Frecuencia de oscilación	Hertz	Ciclo por cada segundo
Sa	Parámetro de rugosidad	µm	
Sz	Parámetro de rugosidad	µm	
Sdr	Parámetro de rugosidad	%	
µm	Micras	Micras	
C-gap	Espacio		Espacio entre componentes hexagonales
R	Radio		Radio de la circunferencia del implante
D	Distancia		Distancia entre caras del hexágono
<i>i</i>	Unidad de tolerancia	µm	
Zr	Zirconia		
Ti	Titanio		
Hf	Hafnio		
Y	Ytrio		
C	Carbono		
O	Oxigeno		
Mg	Magnesio		
Al	Aluminio		
Na	Sodio		
Si	Silicio		

Superíndices

Superíndice Término

® Marca registrada

™ Marca registrada

Abreviaturas

Abreviatura Término

TZP	Zirconia tetragonal
Y-TZP	Zirconia tetragonal parcialmente estabilizada con Ytrio
CAD	Diseño asistido por computador
CAM	Manufactura asistida por computador
HSI	Modulo de histograma
MEB	Microscopio electrónico de barrido
EDX	Sonda de composición química
AD	Antes de ciclado
DC	Después de ciclado
FRL	Filtro regulador y lubricador
PLC	Controlador lógico programable
IT	Grado de tolerancia
MR	Movimiento rotacional
SD	Desviación estándar
DRX	Difracción de rayos X
FRX	Fluorescencia de rayos X

Introducción

Los implantes dentales han sido utilizados con gran éxito. Sin embargo, han mostrado diferentes complicaciones clínicas que producen fallas en el sistema implante-pilar. Estas complicaciones van desde aflojamiento del tornillo de fijación del pilar al implante hasta fracturas del tornillo o incluso fracturas de los pilares (1). Se ha reportado que estas fallas pueden ser producidas por la inexactitud en la elaboración de los componentes protésicos y vibración del tornillo de fijación entre el implante y el pilar, producidos por las cargas masticatorias (2), con pérdida de precarga.

El contacto de materiales en la interfase implante-pilar, puede ser metal-metal (titanio) o metal-cerámica (titanio con alúmina o zirconia). Razón por la cual se presentan varias interfases entre materiales que tienen diferentes propiedades mecánicas tales como diferentes coeficientes de fricción, módulos de elasticidad y dureza. Estas diferencias influyen en la transmisión de la carga aplicada y en la deformación del material. La diferencia de dureza de los materiales que interactúan en las diferentes interfases, puede desencadenar problemas de desgaste por adhesión y deformación plástica (3).

Las interfases consideradas son: a. implante-hueso, b. implante-tornillo de fijación, c. implante-pilar, d. pilar-tornillo de fijación. En la biomecánica de la interfase implante-pilar influyen variables como: a. Tipo de conexión, b. Tipo de restauración, c. Tipo de pilar protésico, d. Características de fabricación: ajuste y tolerancia.

En el diseño de la conexión hay diferentes configuraciones geométricas principalmente la externa y la interna. Dentro de la interna se encuentran la hexagonal, octogonal, cónica y trilobular (4, 5). La configuración interna es la que ofrece mayor estabilidad, mejor distribución de los esfuerzos y menor micromovimiento (6).

En las rehabilitación sobre implantes también se tiene en cuenta el tipo de restauración a realizar ya sea cementada o atornillada. Esta decisión depende de la ubicación del implante en la arcada y del material escogido para realizar la restauración. Freitas AC et al (6) evaluaron el efecto de la conexión y el tipo de restauración en la confiabilidad y tipo de falla de coronas y encontraron que las restauraciones atornilladas permiten la recuperabilidad de la corona y su reparación.

Los pilares protésicos disponibles actualmente son elaborados por diferentes mecanismos: pilares prefabricados en serie en titanio o zirconia, pilares calcinables o parcialmente calcinables, y en los últimos años pilares personalizados en titanio, alúmina

o zirconia elaborados por diseño asistido por computador (CAD) y manufactura asistida por computador (CAM). En los sistemas CAD/CAM hay variaciones en la tecnología utilizada en los sistemas de escaneo, en los sistemas de control numérico y en la sinterización que puede incidir en la generación de la geometría y por consiguiente en la precisión de la pieza obtenida.

En el comportamiento biomecánico de la interfase implante-pilar interviene el tornillo de fijación utilizado que puede ser de titanio o de titanio con recubrimiento en oro, aleación de oro o en acero con recubrimiento en oro. Dependiendo del material, se genera la precarga del tornillo que induce el contacto entre el implante y el pilar y se obtiene mediante el torque que aplicado al tornillo de fijación (7). Lo anterior influye en la estabilidad del tornillo y en el ajuste de la interfase implante-pilar.

Otras variables que influyen son el micromovimiento en la interfase implante-pilar, la vibración y la recuperación elástica de los esfuerzos producen insuficiente ajuste mecánico, el cual se relaciona con el diseño de la conexión; la deformación en el tornillo por esfuerzos depende del material del tornillo y la precarga (2); incompatibilidad de la prótesis por ausencia de ajuste pasivo (8, 9); y el maquinado deficiente de los componentes protésicos influenciado por la tolerancia (cambios en la dimensión de una pieza), rugosidad y precisión dimensional de las piezas (2). Lo mencionado anteriormente, genera rotación en la conexión implante-pilar(10) cuando es sometido a cargas cíclicas céntricas y excéntricas en el medio oral por largos periodos de tiempo, lo cual sumado a las diferentes propiedades mecánicas de los materiales que interactúan como el titanio, zirconia y Co-Cr pueden inducir desgaste de los materiales resultando en cambios en el ajuste mecánico (11).

Se ha evaluado mediante estudios de elementos finitos (12, 13), la concentración de esfuerzos, evidenciándose en la conexión implante-pilar: en el cuello del pilar, en el pilar dentro del implante, en el tornillo de fijación así como en las primeras roscas del implante. La concentración de esfuerzos en este sitio produce pérdida de hueso marginal, fractura de la cerámica de recubrimiento, aflojamiento o fractura del tornillo de fijación y fractura del implante; todas las anteriores desencadenadas por la oclusión que induce las cargas funcionales intermitentes y de magnitud variada (1, 14-17). El aflojamiento del tornillo tiene una incidencia del 6%, fractura del tornillo 2%, fractura del implante 1,2% (1). Sailer I, et al (18) realizaron una aproximación de las complicaciones técnicas y biológicas en pilares cerámicos y metálicos utilizados en restauración de implantes encontrando: complicaciones técnicas en cerámicas 6,9%, metálicas 15,9% y complicaciones biológicas en cerámicas 5,2% y metálicas 7,7%.

La literatura indica que no hay evidencia concluyente de las diferencias entre las propiedades mecánicas y biológicas de los pilares metálicos y cerámicos utilizados hoy día en la rehabilitación de implantes dentales; la información sobre pilares cerámicos es limitada y no mayor a 5 años.

Por lo anterior el objetivo ante la ausencia de evidencia científica fue evaluar la influencia del tipo de material (titanio y zirconia) en la interfase implante-pilar de conexión interna sobre el desgaste de los componentes y la estabilidad del pilar con el implante ante carga cíclica.

1. Generalidades

1.1 Justificación

Uno de los factores que afecta la estética en la rehabilitación de implantes es la elección del tipo de pilar y el material. Los componentes protésicos prefabricados en serie en titanio o cerámicos (alúmina y zirconia), disponibles en el mercado colombiano, en algunas ocasiones requieren ser adaptados a las necesidades estéticas de la rehabilitación.

Actualmente, una de las opciones en la restauración estética de implantes es la selección y elaboración por técnica CAD/CAM de pilares en zirconia, es decir pilares personalizados de acuerdo a las necesidades protésicas del paciente. El uso de pilares en zirconia parcialmente estabilizada con ytrio (Y-TPZ), ha incrementado su popularidad debido a sus alta transmitancia de luz y color similar al del diente, así como la alta resistencia a la fractura. De acuerdo a los estudios de resistencia a la fractura, los pilares en zirconia se fracturan a tasas superiores que las fuerzas incisales máximas (90 y 370N) que ocurren en la región anterior de la boca (19, 20)

Las fallas de los pilares cerámicos de alúmina y zirconia, reportadas en la literatura son de dos tipos: a) en la porción cervical de pilar con fractura de la cerámica, adyacente al tornillo de fijación y la plataforma del implante (19, 21) b) el aflojamiento del tornillo de fijación (15), por lo que el diseño de la interfase implante-pilar juega un papel importante en la falla observada.

Como consecuencia de este escenario, un posible comportamiento de desgaste de los materiales de los componentes protésicos bajo cargas, en la interfase implante-pilar entre el implante de titanio y el pilar de zirconia debe ser investigado. El desgaste de los componentes puede reducir las propiedades mecánicas del ensamble del titanio y zirconia, y comprometer el ajuste entre el pilar y el implante(11). Debe ser evaluada la textura superficial de los materiales para determinar su influencia en el desgaste.

Se espera que este estudio tenga contribuciones tales como:

- Aportar a los profesionales de la odontología criterios de selección de materiales óptimos para la rehabilitación de los pacientes, considerando el tipo de compatibilidad, mecánica, biológica o química de los materiales utilizados.

- Aportar al fortalecimiento de las líneas de investigación relacionadas en el área temática de la biomecánica de implantes dentales.
- Extrapolar los conceptos de tribología de la ingeniería a la biotribología.

1.2 Problema

La literatura indica que aún no hay evidencia concluyente de las diferencias entre los resultados del comportamiento mecánico y biológico de los pilares metálicos y cerámicos. Sin embargo, la información sobre los pilares cerámicos es limitada en el número de estudios y los pilares analizados, así como en el tiempo de seguimiento de los estudios (18, 22). Un desajuste en la interfase implante-pilar puede desencadenar complicaciones protésicas, tales como fractura de los componentes protésicos: pilar y/o aflojamiento del tornillo de fijación, aunque la fractura del tornillo es encontrada con mayor frecuencia que la fractura del pilar (18).

La pérdida del ajuste mecánico en la interfase le entrega toda la responsabilidad de soportar la carga cíclica al tornillo de fijación y afecta la estabilidad de la interfase implante-pilar.

1.3 Pregunta de investigación

¿Cuál es la estabilidad de los componentes protésicos en la interfase implante-pilar de conexión interna, considerando variación en los materiales de los pilares (Titanio y Zirconia) ante la carga cíclica?

1.4 Conceptos Generales

1.4.1 Estabilidad

Capacidad de un sistema mecánico de alcanzar el equilibrio bajo fuerzas que actúan sobre él. Cualidad de mantener una posición constante en presencia de fuerzas. (23)

1.4.2 Deslizamiento

Cuando la fuerza resultante en las superficies de contacto entre dos sólidos excede un cierto valor y existe el desplazamiento relativo entre dos puntos de los dos sólidos.

1.4.3 Pilar

Componente atornillado que va sobre el implante dental y sirve para soportar y/o retener una prótesis. (23)

1.4.4 Tornillo de fijación

Aditamento (tornillo) que une el pilar al implante. (23)

1.4.5 Precarga

Carga para inducir el contacto entre el implante y el pilar, y es generada por la acción del tornillo de fijación al aplicar el torque de fijación. (23)

1.4.6 Torque

Fuerza aplicada al tornillo de fijación. (23)

1.4.7 Movimiento o desplazamiento rotacional

Está definido por el ángulo α entre las posiciones de parada de un pilar sin apretar o atornillar, cuando es rotado en la dirección de las manecillas del reloj. (23)

1.4.8 Desgaste

Interacción entre superficies con la eliminación de material de una superficie como resultado de la acción mecánica. (24)

1.4.9 Desgaste Adhesivo

Desgaste por transferencia de material de una superficie a otra durante el movimiento relativo, debido a la adherencia localizada entre superficies sólidas en contacto permitiendo transferencia de material entre dos superficies o pérdida de una de ellas. (24)

1.4.10 Deformación por desgaste

Desgaste deslizante que involucra la deformación plástica progresiva de la superficie. (24)

1.4.11 Fretting

Fenómeno de desgaste que ocurre entre dos superficies que tiene movimiento oscilatorio de pequeña amplitud. (24)

1.4.12 Biotribología

Ciencia y tecnología de las superficies interactuantes que afectan el comportamiento de fricción y desgaste, considerando la combinación de biomateriales y/o materiales biológicos (24)

1.4.13 Metalosis

Condición médica que involucra depósitos de residuos metálicos en tejidos blandos del cuerpo (25).

1.5 Objetivos

1.5.1 Objetivo General

Evaluar la influencia del tipo de material (titanio y zirconia) en la interfase implante-pilar de conexión interna sobre el desgaste de los componentes y la estabilidad del pilar en el implante ante una carga cíclica.

1.5.2 Objetivos Específicos

- Desarrollar un método experimental que permita evaluar el comportamiento de la interfase implante-pilar ante cargas cíclicas.
- Determinar la influencia de las propiedades del material (titanio y zirconia) en el desgaste de la interfase implante-pilar.
- Determinar las diferencias existentes entre los materiales de los pilares (titanio y zirconia) en la estabilidad de la interfase implante-pilar.
- Recomendar las tolerancias de fabricación de los pilares de conformidad con los análisis previos.

1.6 Hipótesis

Hipótesis nula 1: Los pilares de Zirconia CAD-CAM ajustan mecánicamente igual que los pilares de titanio.

Hipótesis alternativa 1: Los pilares de Zirconia CAD-CAM ajustan mecánicamente mejor que los pilares de titanio.

Hipótesis nula 2: No hay cambios cualitativos significativos por desgaste en la interfase implante-pilar.

Hipótesis alternativa 2: Hay cambios cualitativos resultado del desgaste en la interfase implante-pilar.

2. Estado del conocimiento

La introducción de la zirconia como material de restauración ha expandido el uso de restauraciones cerámicas, principalmente por los altos valores de resistencia, dureza, resistencia al desgaste, resistencia a la corrosión, resistencia a la fractura, coeficiente de expansión térmica y adicionalmente propiedades químicas observados en la zirconia, comparado con los metales, ha incentivado el uso de zirconia en aplicaciones biomédicas como la odontológica (26).

La Zirconia (ZrO_2), forma oxidada del zirconio, es un material cerámico, existente en varias fases, dependiendo de la temperatura (27). La zirconia es de estructura polimórfica, en cristales de tres formas: monoclinico, cubico y tetragonal. A temperatura ambiente, la zirconia adopta una estructura monoclinica y se transforma en la fase tetragonal a $1170^{\circ}C$, seguido de una fase cúbica a $2370^{\circ}C$. Mientras se enfría, estas fases son inestables y se rompe en pedazos a temperatura ambiente. La adición de óxidos como el CaO , MgO y Y_2O_3 (Ytrio) a la zirconia ha demostrado estabilizar la fase cubica resultando en un material multifase llamado zirconia parcialmente estabilizada combinando las tres fases. La zirconia estabilizada con ytrio a temperatura ambiente, llamada policristales de zirconia tetragonales (TZP), se obtiene adicionando 2-3% de Y_2O_3 y está constituida por granos tetragonales con un tamaño de cientos de nanómetros (26, 27). La TZP estabilizada con ytrio (Y-TZP) presenta varias características de interés como la baja porosidad, alta densidad, alta flexión y resistencia compresiva que lo hace adecuado para aplicaciones biomédicas, especialmente en la implantología. El envejecimiento de la zirconia, relacionada con las propiedades cerámicas, es debido a la transformación espontánea y progresiva de la fase tetragonal a la fase monoclinica. Esta transformación induce microgrietas y astillamiento que juegan un papel importante en el desgaste de la Y-TZP. La resistencia a la fractura y la estabilidad estructural puede verse afectada por pulido y terminado realizado por los laboratorios y el envejecimiento en las condiciones orales (21, 26, 28) .

La alta demanda estética ha permitido el desarrollo de la fabricación de restauraciones libres de metal que permiten mejores resultados en áreas de compromiso estético como es la zona anterior, por lo que la fabricación de pilares cerámicos ha resuelto esta limitación de los pilares metálicos convencionales (19, 28). Los pilares cerámicos, pueden ser elaborados en alúmina y zirconia; siendo esta última ventajosa en las capacidades de oseointegración, reducción del acúmulo de placa permitiendo un mejoramiento en el manejo de los tejidos blandos; por lo tanto puede ser considerada como una alternativa estética al titanio (27, 29, 30).

En el mercado están disponibles pilares prefabricados de conexión externa y de conexión interna en titanio y en zirconia, ilustrado en la Figura 2-1a y los pilares personalizados de

titanio y zirconia Encode® de conexión interna, ilustrado en la Figura 2-1b. Las conexiones de los pilares pueden ser metálicas o cerámicas.

Figura 2-1: a. Pilar prefabricado en zirconia conexión interna en titanio, ZiReal®. b. Pilar personalizado en titanio y zirconia conexión interna, Encode®. (Adaptado de www.3icolombia.com).



2.1 CAD-CAM

El diseño asistido por computador (CAD) y la manufactura asistida por computador (CAM) han incrementado su uso en la odontología. Esta tecnología, que es usada en el laboratorio y consultorio odontológico, puede ser aplicada en la elaboración de *inlays*, *onlays*, coronas, prótesis fijas, pilares sobre implantes, e incluso reconstrucciones totales de la boca (27, 31).

La adaptación perfecta y pasiva de los pilares sobre el implante es un requisito fundamental para el éxito de la rehabilitación de implantes. La introducción de técnicas CAD/CAM para la realización de pilares personalizados ha permitido combinar las exigencias del perfil de emergencia con la precisión de adaptación entre el implante y el pilar, sin embargo no se resuelve el problema del efecto gris en los tejidos gingivales, cuando se utiliza los pilares en titanio. Se encuentra disponible en el mercado tecnología CAD/CAM que realiza el fresado de estructuras de zirconia, las cuales superan el límite estético del uso de metal; lo cual es favorable en la restauración protésica. En el momento la cerámica disponible para la realización de pilares es la Y-TZP y la alúmina. La utilización de pilares de zirconia tiene un comportamiento mecánico intermedio entre el titanio y la alúmina, con respecto al valor del umbral de carga de fractura (20); el tipo de zirconia parcial o totalmente sinterizada puede modificar la dureza de los bloques, y la precisión del procedimiento de maquinado puede tener un efecto en la exactitud marginal (32).

Kapos *et al* (33), reporta en una revisión sistemática evidencia científica con estudios clínicos utilizando pilares elaborados con tecnología CAD/CAM en donde no se

presentaron fallas o complicaciones significativas asociadas con los implantes o las restauraciones. Sin embargo, sugiere que son pocos los estudios clínicos que provean conclusiones significativas.

Los parámetros estéticos son parte de la integralidad en la definición del éxito o fracaso de los pilares cerámicos, pero el material por sí mismo, no es el determinante exclusivo del éxito estético; lo es también el diseño apropiado y el adecuado manejo del material y del pilar lo que permiten al clínico asegurar la estética (34, 35).

Bajo la presencia de humedad como la del medio oral, la zirconia presenta un proceso de transformación de fase, donde la estructura expuesta al ambiente se va degradando. El agua penetra entre sus granos y a medida que el material es sometido a esfuerzos y tensiones se forman microgrietas, como consecuencia de la dislocación de partículas, lo que causa disminución de la resistencia mecánica que lleva a fractura (36).

La utilización del material en la restauración sobre implantes es debido a su alta resistencia mecánica comparada con la alúmina y otras cerámicas. La forma como se obtienen los pilares es basada en la tecnología CAD/CAM a partir de bloques presinterizados o sinterizados.

2.2 Propiedades mecánicas

Para considerar los pilares de zirconia como una alternativa viable, los pilares cerámicos deben tener propiedades biológicas y mecánicas similares o superiores a las de los pilares metálicos de titanio.

Glauser, en 2004 (21) reporta el primer estudio prospectivo de 4 años, con pilares de zirconia: 27 pacientes con 53 restauraciones evaluadas al año y posteriormente 18 pacientes con 36 restauraciones evaluadas a los 4 años en donde no se registraron fracturas de los pilares sino el aflojamiento del tornillo en dos restauraciones.

Se estudió la resistencia a la fractura de diferentes materiales de pilares con coronas Empress® (disilicato de litio), sometidos a cargas estáticas: los pilares de zirconia registraron valores de resistencia superiores que los de alúmina (37). Recientemente, Adatia *et al* (19), sometieron los pilares de zirconia a la reducción clínica mediante pieza de mano de alta velocidad y posteriormente se sometieron a carga vertical con una inclinación de 30° hasta la fractura, encontrando que los pilares que no se sometieron a reducción se fracturaron en la interfase implante-pilar. De otro lado Butz *et al* (38), evaluaron de la tasa de supervivencia y resistencia a la fractura después de la simulación de la masticación, concluyendo que la resistencia a la fractura de los pilares de zirconio es comparable con los de titanio (294N versus 324N), siendo la tasa de

fractura también similar. Los pilares de alúmina mostraron fracturas significativas siendo menos favorables.

Otros estudios han evaluado la fractura de la cerámica feldespática de recubrimiento en las restauraciones a base en zirconia, ya que la fractura de la cerámica es un problema común en estas restauraciones y evidenciaron mediante estudios de elementos finitos que la inexactitud en la unión entre los dos sustratos, genera una distribución de esfuerzos inadecuada, resultando en fractura (39) o en astillamiento de la cerámica de recubrimiento (35). Otra propiedad mecánica evaluada, ha sido el módulo de Young de los sistema de coronas (IPS, Procera All Ceram®) utilizados sobre los pilares de zirconia; muestran mayor concentración de esfuerzos en la interfase pilar-corona cuando son cementadas sobre un pilar de zirconia con un mayor módulo de Young (40).

La capacidad de soportar la carga en pilares personalizados, maquinados a partir de bloques de zirconia (Zirkonzahn®) es similar a los pilares prefabricados de zirconia (41). En contraposición los pilares metálicos con cerámica inyectada muestran mayor resistencia a la fractura que los pilares de zirconia, 901N y 480N respectivamente (42). De otro lado, la capacidad de soportar carga de los pilares de zirconia no es influenciada por el envejecimiento artificial, pero si por la angulación del pilar y las fracturas ocurrieron en la interfase implante-pilar (35, 43).

Nguyen *et al* (44), evaluaron la fatiga de tres tipos de pilares en zirconia: procera zirconia, ZiReal® y Certain ZiReal®: 29 de los 50 pilares fallaron, 18 se fracturaron, 7 implantes se fracturaron y 16 tornillos de fijación se aflojaron, junto con algún daño en la plataforma del implante en algunos especímenes. La fatiga ocasionada por la carga rotacional en los pilares de zirconia depende del diámetro del pilar.

Análisis del mecanismo de falla en pilares de titanio y zirconia bajo carga estática hasta la falla, evidencian que los pilares de titanio presentan mayor resistencia a la fractura que los pilares de zirconia. En estos últimos, la falla fue resultado de la fractura de los pilares, mientras que en los pilares de titanio se observaron deformaciones plásticas (45).

2.3 Movimiento rotacional y ajuste mecánico de la conexión.

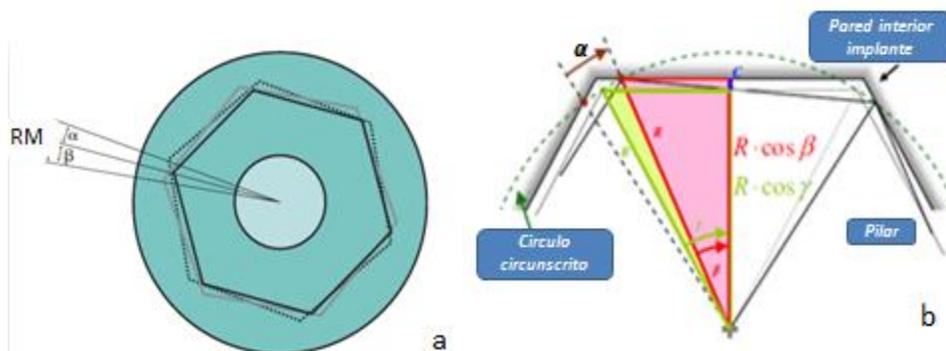
La precisión del ajuste entre el hexágono interno del implante y hexágono externo del pilar debería permitir menos de 5° de micromovimiento para obtener una unión atornillada estable (14). El autor concluye que la reducción en el movimiento rotacional, hace la unión atornillada más resistente al aflojamiento del tornillo. En la rehabilitación implanto soportada de áreas edéntulas, la interfase implante-pilar y el tornillo son expuestas a

grandes cargas. El tornillo de fijación es sometido a esfuerzos y cargas laterales de flexión, inclinación y elongaciones que resultan en apertura de la unión y aflojamiento del tornillo (46).

El aflojamiento del tornillo es una complicación clínica seria, tanto para el paciente como para el clínico. Como consecuencia del aflojamiento se puede acumular placa bacteriana en la interfase implante-pilar con la consecuente inflamación, formación de fistulas y la predisposición a fractura del tornillo de fijación. A mayor precarga, mayor resistencia al aflojamiento del tornillo de fijación. El material del tornillo de fijación y el recubrimiento del mismo, influye en el mantenimiento de la precarga ante las cargas mecánicas ejercidas por la masticación (7, 47-49).

Se ha presentado mayor movimiento rotacional en conexiones externas. La rotación o desplazamiento ha sido evaluado antes y después de carga cíclica, mediante la medición de la distancia entre dos puntos de referencia en el pilar y el implante bajo alta resolución. Este desplazamiento rotacional ocurre bajo cargas excéntricas y se incrementa significativamente con largos periodos de carga excéntrica lateral (50). Las cargas cíclicas aplicadas en las restauraciones implanto soportadas causan desgaste de los materiales en la interfase implante-pilar, lo que produce cambios en el ajuste entre los componentes y distorsión de las superficies por la rotación en la conexión (51). La Figura 2-2, ilustra la rotación en la conexión hexagonal entre los componentes de la interfase implante-pilar. Un estudio evaluó la precisión en la fabricación de los pilares por inspección metrológica y mostró que los pilares en zirconia Atlantis® no tuvieron diferencias dimensionales (52).

Figura 2-2: a y b. Rotación en la conexión hexagonal entre los componentes de la interfase implante-pilar. Adaptado de Semper et al, 2009 (10, 53).



El espacio en la interfase implante-pilar ha sido investigado in vitro, usando radiografías de alta resolución combinada con radiación sincrotrón mostrando imágenes de alta resolución que evidencia el espacio en la interfase (54).

La precisión en la interfase del implante entre el pilar y el tornillo de fijación ha sido evaluado por medio de la comparación de movimiento rotacional de los pilares de titanio, alúmina y zirconia con conexiones hexagonales externas. La diferencia dimensional entre el pilar y el implante se calculó y correlacionó con la rotación encontrándose que el pilar Procera® zirconia, la rotación fue de 4.13°, alúmina 3.92°, ZiReal® 3.48° y el de titanio de 1.61°, siendo el titanio el de menor rotación, es decir mejor ajuste (55). No se encontró correlación entre el espacio en la interfase y la rotación. En contraposición a lo anterior, Vigolo *et al* (56), encontraron que los pilares de titanio y de zirconia mostraron una movimiento rotacional significativamente bajo comparado con los pilares de alúmina que no es mayor de 3° para todos los pilares estudiados.

El movimiento rotacional de las conexiones implante-pilar depende de la geometría del diseño y del tamaño (10), adicionalmente esta conexión influencia la estabilidad del tornillo de fijación (53).

Los procesos de laboratorio de los pilares cerámicos, pueden alterar las superficies de contacto de la interfase implante-pilar (57). Un proceso es la sinterización de la zirconia que puede cambiar la microestructura de la cerámica y resultar en un proceso de envejecimiento que influencia las propiedades mecánicas y la forma tridimensional del pilar pero no afecta la precisión del ajuste en la interfase (58).

También, se ha evaluado la desadaptación en la interfase implante-pilar en sentido vertical, la cual no influencia la permanencia de la precarga del tornillo de fijación (59), pero si incide en el comportamiento biológico, siendo mejor en los sistemas de conexión interna comparado con los de conexión externa (60). Con respecto al tipo de material del pilar, los pilares de titanio ajustan marginalmente mejor que los pilares de zirconia, los cuales presentan mayores discrepancias marginales (61). Recientemente, se desarrolló un método para evaluar la conexión de forma cuantitativa por medio del método de permeabilidad de gas nitrógeno, el cual mide la filtración en la interfase implante – pilar antes y después de stress mecánico (62).

Otros factores pueden interferir con la estabilidad de la unión implante-pilar. Dentro de los cuales se puede citar la acomodación de la superficies contactantes tornillo-pilar, pilar-implante, tornillo-implante por los diferentes materiales que interactúan. Las superficies observadas al microscopio presentan rugosidades superficiales identificadas como picos y valles. Los picos de las superficies entran en contacto al ajustar los componentes y adicionalmente bajo la precarga generada por el tornillo de fijación; la presión entre los componentes genera un aplanamiento o un desgaste de los picos, fenómeno denominado relajación por esfuerzos, produciendo mayor aproximación de los componentes resultando en una pérdida gradual de la precarga con el consecuente aflojamiento del tornillo de fijación. 2 al 10% de la precarga es perdida como consecuencia de la acomodación entre las superficies contactantes y del contacto friccional entre los componentes (63).

Otra situación biomecánica que ocasiona aflojamiento del tornillo, es la aplicación de fuerzas laterales cortantes, que tienden a separar los componentes y producen deformación plástica del tornillo resultando en pérdida de precarga (46).

El material constituyente del tornillo y de los pilares, así como la geometría de la interfase implante-pilar (tamaño de la plataforma protésica, tolerancia de los componentes y adaptación pasiva de los mismos sobre los implantes) tienen efecto en la estabilidad de la conexión implante-pilar (4, 64-66).

2.4 Desgaste

La superficie oclusal de las restauraciones implanto-soportadas es sometida a cargas repetidas durante el movimiento masticatorio, por lo que el desgaste de diferentes amplitudes y modo como el deslizamiento o *fretting* puede ocurrir, no únicamente en las superficies de acople entre los materiales y el hueso sino también en la interfase del tornillo de fijación con el implante o entre el pilar y el implante, desencadenando falla en el sistema por aflojamiento. Por lo tanto el diseño mecánico de la interfase, la selección del material, la precarga juegan un papel importante en prevenir el desgaste por *fretting*. *Fretting* se define como el movimiento oscilatorio de pequeña amplitud ($\sim 1\mu\text{m}$) que ocurre entre las superficies en contacto bajo cargas (67), desencadenando dos tipos de daño: uno en el que se producen partículas resultantes de la pérdida del ajuste entre las superficies y el segundo la formación y propagación de microgrietas en la subsuperficie debido a repetición por largo tiempo de cargas y esfuerzos cíclicos. Las partículas de desgaste producidas son formadas por el mecanismo de desgaste por adhesión y pueden contribuir al desgaste abrasivo (24, 68).

2.4.1 Mecanismo de desgaste

El esfuerzo de contacto entre las superficies es influenciado por la velocidad, presión, las características del área de contacto producidas por el movimiento, la carga y la geometría de los componentes, resultando en desgaste adhesivo, abrasivo o por deformación (68).

Las propiedades de la superficie determinan el comportamiento de desgaste (24), tales propiedades se enumeran a continuación:

- Propiedades geométricas. Forma de las superficies en contacto y la rugosidad.
- Propiedades mecánicas. Módulo de elasticidad, dureza y resistencia a fatiga de los materiales
- Propiedades físicas. Constante de difusión y endurecimiento
- Propiedades químicas. Composición y polaridad de la superficie o energía superficial.

El desgaste puede causar cambios geométricos en macro y microescala. Desde el punto de vista macro, la naturaleza del contacto entre los cuerpos cambia afectando la distribución de los esfuerzos y la carga en la región de contacto. En microescala, se presenta deformación de las asperezas en contacto y reduce el esfuerzo en la unión.

2.4.1.1 Desgaste Adhesivo.

El desgaste adhesivo se presenta por compatibilidad química de los materiales en contacto. La energía superficial, lubricación, tipo de carga y las asperezas de los materiales en contacto son variables que influyen en el mecanismo de desgaste.

El desgaste adhesivo está caracterizado por la transferencia de metal de una superficie en contacto a otra. Ocurre cuando altas cargas, alta temperatura o alta presión hacen que las asperezas de las dos superficies, en movimiento relativo, entren en contacto, se suelden e inmediatamente se separen, rompiendo el metal en pequeñas secciones (24).

La superficie puede quedar áspera debido a la deformación del metal. El metal es transferido de una superficie a otra.

2.4.1.2 Desgaste por Deformación Plástica.

Esta caracterizado por las hendiduras o depresiones causadas por impacto o sobrecargas. La superficie del metal fluye, causando una deformación irreversible plástica de la superficie. El estado inicial de desgaste no involucra la pérdida de material pero si una deformación progresiva (24).

2.4.2 Textura superficial.

El método más común de evaluar el acabado de una superficie es por medio de la toma de un trazo o perfil, mediante palpador estandarizado (ISO 4287). Dependiendo del detalle del método usado, la evaluación de la textura superficial puede afectarse por la variación de las propiedades ópticas de la superficie analizada (69). Se pueden identificar dos longitudes de onda en el perfil, una de escala pequeña y otra de escala grande, identificadas como rugosidad y ondulación respectivamente. La textura superficial se puede cuantificar con parámetros en 2D, los cuales son estimaciones calculadas a partir de análisis de perfil o en 3D, los cuales son calculados en la superficie total.

Los parámetros 3D involucran la distribución estadística de los valores de las alturas a lo largo del eje Z, parámetros espaciales o de espaciado de la periodicidad de los datos en

una dirección y parámetros híbridos que relacionan la forma espacial de los datos. Ver Tabla 2-1(70).

Tabla 2-1. Parámetros 3D de textura superficial (70).

Tipo de Parámetro	Parámetro	Descripción
Altura	Sq	Desviación media cuadrática de las alturas en la superficie
	Ssk	Distribución de la asimetría en la superficie
	Sku	Distribución curtosis de la altura en la superficie
	Sp	Máxima altura de picos en la superficie
	Sv	Máxima altura de valles en la superficie
	Sz	Valor promedio de alturas absolutas de los picos más altos (5) y las profundidades absolutas de los valles más bajos (5) dentro del área de muestreo.
	Sa	Promedio aritmético de la altura en la superficie
	Espacial	Sal
Str		Proporción del aspecto de textura en la superficie
Std		Dirección de la textura en la superficie
Híbridos	Sdq	Raíz cuadrada promedio de la superficie
	Sdr	Proporción por área de superficie proyectada

Las siguientes son las expresiones de los parámetros Sa, Sz y Sdr (70)

$$S_a = \frac{1}{MN} \sum_{j=1}^N \sum_{i=1}^M |\eta(x_i, y_i)|$$

$$S_z = \frac{1}{5} \left[\sum_{j=1}^5 Z_{pi} + \sum_{i=1}^5 Z_{vi} \right]$$

$$S_{dr} = \frac{1}{A} \left[\iint_A \left(\sqrt{1 + \left(\frac{\partial z(x, y)}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial z(x, y)}{\partial y} \right)^2} - 1 \right) dx dy \right]$$

2.4.3 Ajuste y tolerancia

La tolerancia o variante admisible en la fabricación depende de la rugosidad, la dureza, composición química y la elasticidad del material, así como la tecnología de fabricación

empleada. Es la variación en torno a la dimensión nominal, dentro de la cual han de quedar las dimensiones de una pieza para que mantenga la calidad y la intercambiabilidad (71).

El ajuste representa el acople dimensional de dos piezas. En una de las piezas el contacto es exterior y en la otra interior. El eje es la parte del ajuste, que presenta contacto externo y acopla dentro de otra; el agujero, es la parte del ajuste con el contacto interno donde se introduce el eje. En el sistema implante-pilar, el eje es el pilar y el agujero es el implante. Figura 2-3. El ensamble de un eje en un agujero se puede realizar de dos modos fundamentales: holgados (con juego) o apretado (sin juego), existiendo una posición intermedia llamada deslizamiento.

Figura 2-3. Sistema implante-pilar. Ajuste en la interfase.

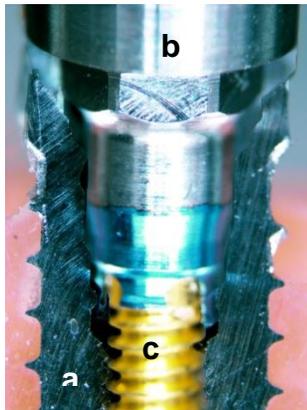


Figura 2-3. Ajuste en la interfase.
a. Implante, b. Pilar, c. Tornillo de fijación.

La calidad de fabricación IT es la mayor o menor amplitud de la tolerancia que referida a la dimensión nominal determina la precisión de fabricación. Depende del tipo de máquina, la precisión, las dimensiones de mecanizado, así como del tipo de fresa y los parámetros del proceso.

La tolerancia de maquinado de los componentes de implantes debe ser reducida al mínimo, para asegurar el ajuste adecuado entre las superficies del pilar y el implante (72) y evitar las complicaciones mecánicas y biológicas (1). El grado de tolerancia de los componentes (IT) es un indicador de la exactitud(73). De acuerdo a esta clasificación, los pilares pueden ser clasificados con calidad IT8 y los implantes en IT9 (74).

3. Materiales y métodos

3.1 Tipo de Investigación

Esta investigación es de tipo experimental in vitro. Se utilizaron implantes de conexión interna con pilares metálicos y cerámicos maquinados en titanio y zirconia. Se diseñó y desarrolló un dispositivo para evaluar el desgaste de los materiales y la estabilidad de la interfase implante-pilar mediante la aplicación de una carga cíclica. Figura 3-1.

Figura 3-1. Metodología planteada para evaluar el comportamiento de la interfase implante-pilar.

Metodología Revisión bibliográfica

Materiales	Caracterización Titanio y Zirconia	Dureza, DRX, FRX, Caracterización de superficie
Diseño y fabricación dispositivo	Norma ISO 14801	
Montaje y preparación de implantes y pilares	Estéreo microscopio, MEB y Confocal	Carga Ciclica 250.000 •Estereomicroscopio, MEB y confocal •Obtención de datos y análisis de resultados

3.2 Unidades experimentales

Se utilizaron 15 implantes de titanio de conexión interna (grado IV, 4 x 11.5mm, Osseotite® Tapered Certain®, 3i Biomet). Los implantes se ensamblaron con pilares maquinados personalizados y pilares prefabricados comercialmente disponibles en titanio y zirconia. Listado de referencias de implantes y aditamentos en anexo B Tabla B-1.

3.2.1 Fabricación de los pilares personalizados

Se fabricaron 3 pilares personalizados idénticos de zirconia y titanio con tecnología CAD-CAM, tomando como referencia la configuración de los pilares Zi-Real® de altura 7mm y diámetro 5mm con un hombro de 4mm. Los pilares personalizados Zirkonzahn® (Milling unit M5), se realizaron tomando como referencia la configuración del pilar Provide de altura 5,5mm y diámetro 4,8mm. Figura 3-2.

Figura 3-2. Fotografía de los pilares personalizados de zirconia y titanio; y los prefabricados Provide® y ZiReal®.

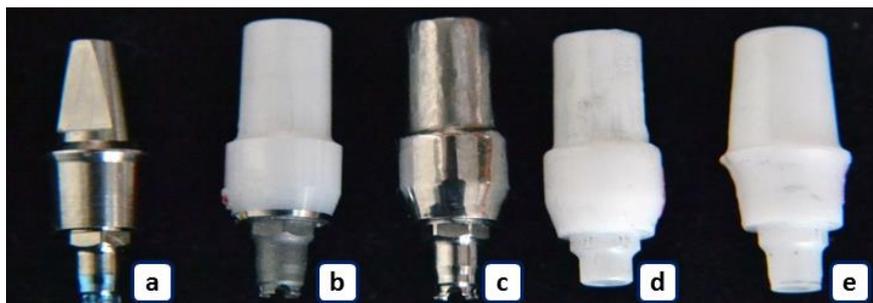


Figura 3-2. a. Provide®. b. ZiReal® c. Encode® Titanio. d. Encode® Zirconia. e. Zirkonzahn®.

3.2.1.1 Pilares de zirconia

Los pilares de zirconia utilizados fueron los relacionados a continuación:

- Zirconia 1: Personalizado CAD-CAM Encode®, conexión cerámica.
- Zirconia 2: Personalizado CAD-CAM Zirkonzahn®, conexión cerámica.
- Zirconia 3: Prefabricado ZiReal®, conexión metálica.

3.2.1.2 Pilares de titanio

Los pilares de titanio utilizados fueron los relacionados a continuación:

- Titanio 1: Personalizado CAD-CAM Encode®, conexión metálica.
- Titanio 2: Prefabricado Provide®, conexión metálica

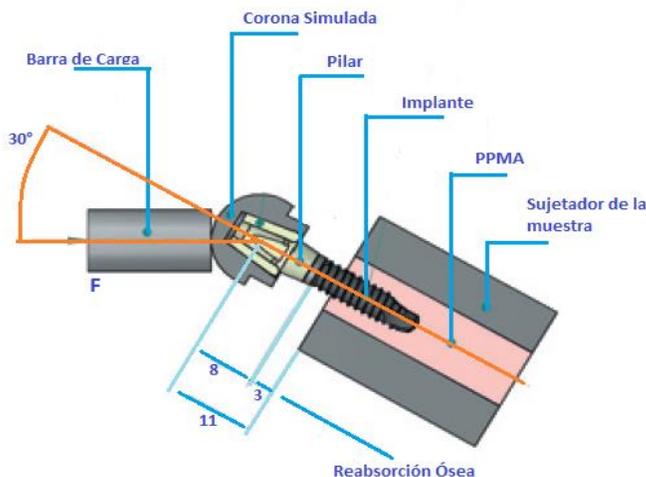
3.3 Desarrollo dispositivo para ensayo mecánico.

Se diseñó y desarrolló el instrumento de ensayo de ciclado; puesta a punto de acuerdo a la norma ISO/FDIS 14801:2007(E) (75). El dispositivo tiene un módulo controlador lógico programable (PLC) que permite automatizar el proceso electromecánico del movimiento y frecuencia de los ciclos; un módulo neumático con la electroválvula para regular la presión de aire, el actuador neumático que permite obtener un rango de fuerzas de contacto $\geq 150\text{N}$, una celda de carga que permite calibrar la presión de aire de entrada y obtener la carga ejercida, un filtro regulador y lubricador (FRL), que regula la presión de aire que entra al dispositivo y un módulo de sujeción con el mandril que sujeta el implante a 30° . En la superficie del tornillo del actuador se cementa un disco en zirconia para que la superficie de contacto con la cofia colocada sobre el pilar fuera del mismo material cerámico y evitar problemas de desgaste acelerado.

La configuración utilizada en el ensayo se describe a continuación y se ilustra en la Figura 3-3.

- Frecuencia $2\text{Hz} = 2$ ciclos por segundo.
- Carga de 200N
- Número de ciclos 250.000
- Angulo de carga: 30°

Figura 3-3 Esquema del montaje del ensayo de ciclado modificado de Park et al, 2008 (2)



3.3.1 Fijación del implante

Los implantes fueron fijados en cilindros de polimetilmeta-acrilato (PPMA) autopolimerizable (SR Triplex[®] cold, Ivoclar Vivadent), con un diámetro de 12mm y altura de 23mm. Se realizó una perforación de 8mm de profundidad en el centro de cilindro, usando una microfresadora. La perforación simula la osteotomía en el hueso trabecular y permitió la colocación y fijación del implante con PPMA, dejando 3mm de roscas expuestas para simular el nivel de hueso y realizar las pruebas biomecánicas dinámicas de ciclado. Antes de conectar los pilares a cada implante, microfotografías en el estéreo y MEB a diferentes magnificaciones fueron tomadas para tenerlas como referencia. Posteriormente los pilares se atornillaron con el respectivo tornillo de fijación Certain Gold-Tite[®] y fueron torquados a 20Ncm, según recomendación del fabricante.

Cada pilar tenía un lado plano que proporcionaba un método de antirotación de la cofia colocada sobre el pilar, para simular una corona. Dicha cofia fue realizada en zirconia de manera personalizada para cada pilar con metodología CAD/CAM (Zirkonzahn[®])

Los implantes fueron fijados en el dispositivo para el ensayo mecánico desarrollado para el estudio y los ensayos se realizaron de acuerdo a la norma ISO 14801:2007 (75), hasta completar 250.000 ciclos. Después de culminar los ciclos, los pilares se desatornillaron, y tanto los implantes como los pilares fueron fotografiados con microscopía óptica y se examinaron con MEB (FEI Quanta 200); posteriormente con el microscopio confocal (LSM700), fueron analizados los lados del hexágono de cada pilar.

3.4 Procedimientos para evaluar propiedades del titanio y la zirconia.

3.4.1 Caracterización de materiales

3.4.1.1 Microdureza Vickers

Para la caracterización de la zirconia se realizaron de ensayos de microdureza con muestras de bloques de zirconia, utilizada para la elaboración de pilares personalizados en máquinas de control numérico (CAD-CAM).

Se realizaron los ensayos de acuerdo a la norma ASTM E 384-99 con microdurómetro Vickers (LECO M-400-62); con una carga de 500g y 15s. A cada muestra se le realizaron 5 réplicas de la medición. Las mediciones fueron realizadas en 5 grupos de zirconia presinterizada y 4 de sinterizada, así como en la aleación de titanio.

3.4.1.2 Difracción de Rx

Se realizó el análisis de 4 muestras de zirconia presinterizada y 4 muestras de zirconia sinterizada, para determinar el tipo de red cristalina y la referencia del compuesto químico, mediante la utilización del equipo Panalytical X`pert PRO MPD.

3.4.1.3 Fluorescencia de RX

Se realizó un análisis semicuantitativo no destructivo de las muestras de zirconia presinterizada y sinterizada con un aplicativo SEMIQ-10-07. El análisis semicuantitativo se realizó con el software IQ, con el fin de detectar todos los elementos presentes en las muestras, mediante la utilización de un espectrómetro de fluorescencia de rayos X Magixpro PW-2440 Phillips, equipado con un tubo de Rodio con una potencia máxima de 4 KW y una sensibilidad de 200ppm (0,02%) para la detección de elementos pesados metálicos.

3.4.1.4 Textura de superficie

Se evaluaron los parámetros de textura superficial 3D, tales como Sa, Sz y Sdr(70) en dos áreas y en dos momentos. Las áreas analizadas fueron la plataforma del implante y de los pilares de zirconia; el lado del hexágono o pared axial del hexágono de los pilares de titanio y zirconia antes de ciclado (AC) y después de ciclado (DC). La ventana con la que fueron evaluados los parámetros fue de 450µm con un equipo microscopio confocal laser (LSM 700 Zeiss®).

Con los datos se realizó un análisis para monitorear los puntos medios con una carta de control de observaciones individuales para el parámetro Sz y Sdr.

3.5 Estabilidad en la interfase implante-pilar

3.5.1 Protocolo de evaluación del desgaste adhesivo

La cuantificación del desgaste adhesivo de los materiales de los componentes de la interfase implante-pilar, se realiza mediante la cuantificación de la transferencia de metal en los pilares de zirconia. Para lo anterior se tomaron microfotografías de la plataforma (20X), hexágono (30X) y de los lados del hexágono (60X) de los pilares de zirconia elaborados por CAD/CAM y sometidos a carga cíclica (250.000 ciclos, 2HZ, 200N). Las microfotografías se procesaron con el software analizador de imágenes *Image-Pro Premier®* versión de prueba 9.1 2013. Se realizó un análisis basado en un modelo de histograma HSI para evaluar y cuantificar la transferencia de metal en el pilar de zirconia mediante relación de áreas. La metodología, selecciona toda el área que aparece más

oscura que las otras áreas. El valor del umbral se seleccionó y manipuló dentro de un rango pequeño de la observación de la transferencia de titanio a la superficie del pilar de zirconia en las diferentes áreas analizadas.

La función de umbral convierte todas las áreas oscuras en la imagen a color rojo, las áreas claras son superficies de la zirconia sin transferencia de metal. Figura 3-4. Posteriormente se selecciona la herramienta de medición, para la cuantificación por áreas. Las áreas oscuras en el campo se determinaron como transferencia de titanio.

Adicionalmente los implantes y pilares se evaluaron mediante SEM para evaluar la deformación plástica de los componentes, después de ser sometidos a cargas cíclicas; así mismo se realizó análisis con sonda EDX para composición química de las superficies en las que se observó transferencia de metal.

Figura 3-4. Microfotografías de áreas de transferencia en los pilares de zirconia a diferentes aumentos.

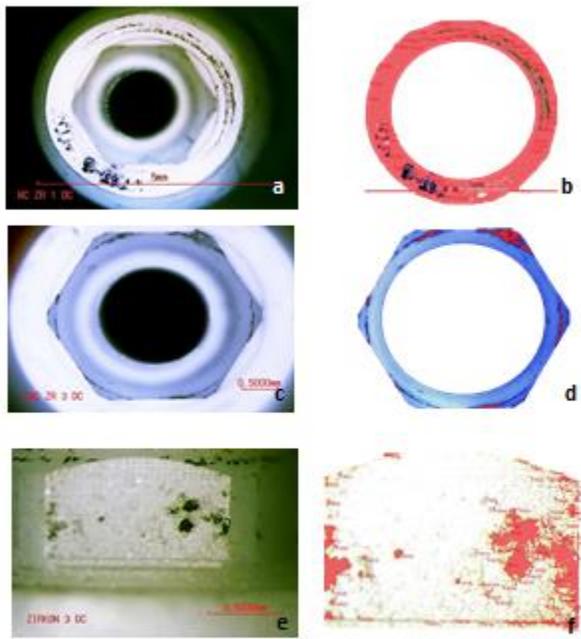


Figura 3-4: Microfotografías de pilares de zirconia con áreas oscuras de transferencia de metal. a. Plataforma implante 20X, c. hexágono 30X y e. lado hexágono 60X. b, d y f. Función de umbral con áreas oscuras en plataforma, hexágono y lado hexágono respectivamente

3.5.2 Protocolo de medición del movimiento de rotación en la conexión implante-pilar: ángulo α

Se determina el protocolo de medición del movimiento rotacional (MR) mediante la utilización de dos métodos de medición por medio de imágenes obtenidas por estereomicroscopía (SMZ800) y del análisis de imágenes con el software Autodesk® Inventor® Professional 2013 para la de medición del ajuste a través del ángulo de rotación.

Las imágenes se obtuvieron por medio de microfotografías digitales a 30X de los hexágonos de los componentes de la interfase implante- pilar y mediante la utilización de analizador de imágenes (NIKON DS-L3) se tomaron las medidas entre las caras de los hexágonos (D) y el radio de la circunferencia (R). Posteriormente aplicar la fórmula matemática y hallar la medida del espacio entre hexágonos de implante y del pilar = C. El movimiento rotacional entre los hexágonos MR (ángulo de rotación) = α , se determinó con la siguiente expresión:

n= número de lados

R= radio de la circunferencia

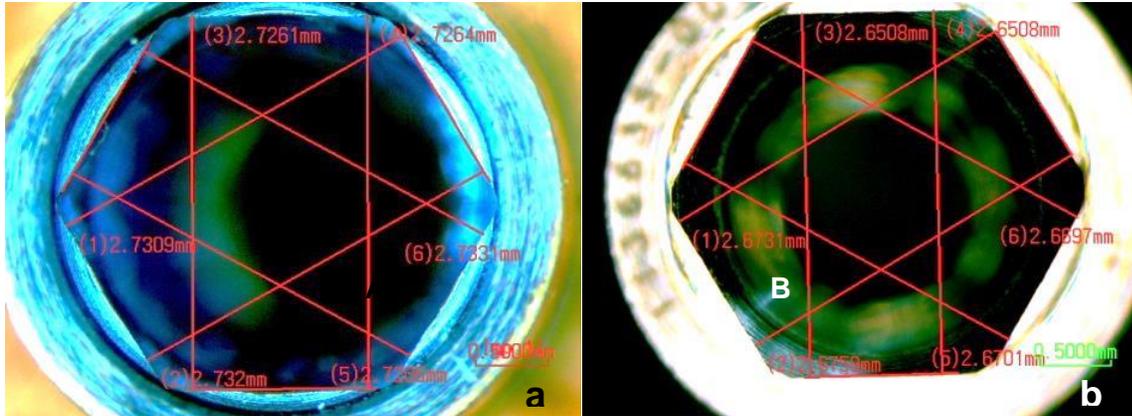
C-Gap= (D implante – D pilar)/2 (μm) (74)

$\alpha = 360^\circ/n - 2 * \arccos(\cos(180^\circ/n) + (C/R))$ (10)

En donde la distancia D entre las caras del hexágono se tomaron 2 medidas por cara, para un total de 6 medidas y obtener una media de la distancia entre caras en cada implante y pilar. Figura 3.5.

Para determinar la reproducibilidad de las medidas tomadas, se realizaron las mediciones de un implante y dos pilares. Las 6 mediciones entre caras de hexágonos, se repitieron 5 veces para cada uno de los aditamentos y encontrar la desviación estándar de los datos obtenidos.

Figura 3-5: a. Microfotografía 30X con las mediciones entre caras del hexágono del implante. b. Microfotografía 30X con las mediciones en un pilar de titanio.



Posteriormente la microfotografía a 30X se utilizó en el programa Inventor® (software de diseño mecánico) para realizar 3 medidas entre los caras de los hexágonos y obtener el promedio; adicionalmente obtener el radio del implante y del pilar, como se ilustra en la Figura 3.6.

La Figura 3-7, ilustra el ensamble implante-pilar de conexión interna hexagonal, señalando a. implante, b. pilar y c. tornillo de fijación. La ilustración permite ver el espacio entre los componentes hexágono interno y hexágono externo, denominado C-gap. Figura 3-6.

Figura 3-6 a. Imagen obtenida con Inventor® de las medidas entre caras del implante. b. Medidas obtenidas con Inventor del hexágono de un pilar. Microfotografías 30X.

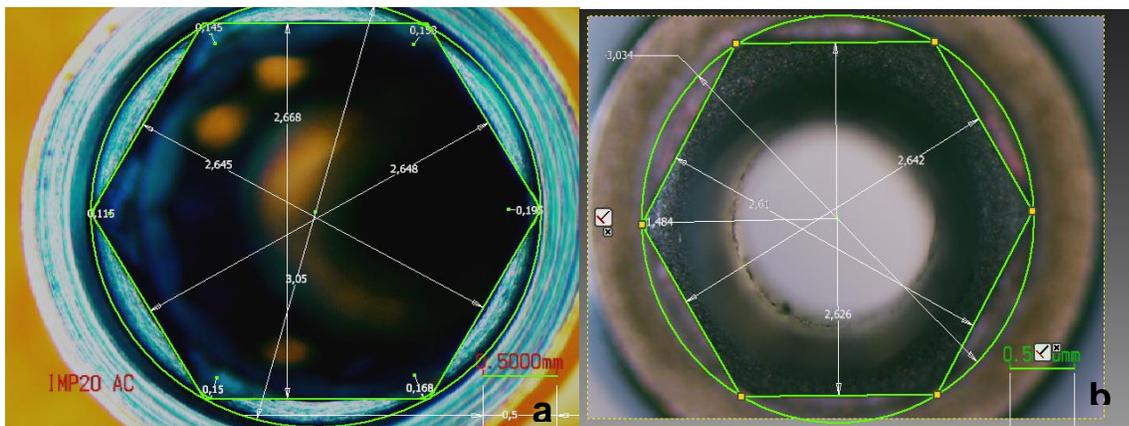
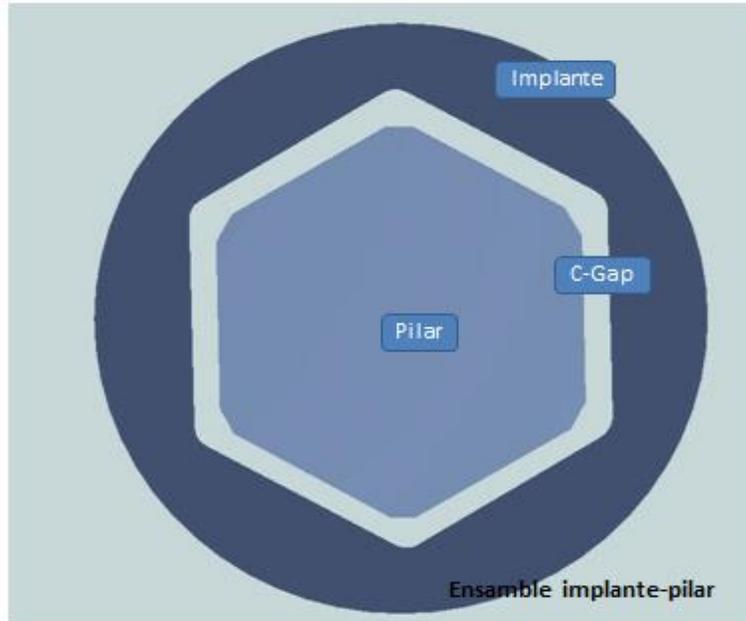


Figura 3-7. Diagrama de ensamble implante-pilar de conexión hexagonal interna.



3.6 Tolerancias de componentes

Con los datos de las distancias entre caras de hexágonos (D), obtenidas con el método de medición Inventor[®] de los implantes y pilares, se consiguió el grado de tolerancia de los componentes. Se aplicó la siguiente expresión para obtener el índice de tolerancia de los componentes(73).

$$i = 0,45\sqrt[3]{D} + 0,001 D$$

Inicialmente se encuentra el índice de tolerancia (i), valor que corresponde al rango en el cual varían las dimensiones de fabricación. Con este valor se procede a encontrar la calidad correspondiente de fabricación dependiendo del valor nominal y la respectiva magnitud de la tolerancia. El valor nominal de la dimensión D fue determinado en 2,700mm.

Por otra parte, para encontrar la desviación fundamental, se encuentra la diferencia entre la medida nominal y el valor más cercano entre los valores máximo y mínimo de dicha medida. Teniendo en cuenta el valor de la desviación fundamental encontrada y la medida nominal, se busca en las tablas de desviación fundamental la letra correspondiente para dicho valor.

El ajuste corresponde a una combinación entre las tolerancias del agujero (implante) y el eje (pilar) que acopla en el agujero. La tolerancia de fabricación para cada medida

corresponde a la combinación entre la letra correspondiente a su desviación fundamental y la calidad de fabricación de dicho elemento.

3.7 Diseño experimental

Para desarrollar las diferentes comparaciones bajo los múltiples escenarios de estudio, se propuso generar un diseño experimental basado en ANOVA para identificar diferencias significativas entre los promedios de la variable de estudio. Posteriormente se desarrollaron comparaciones múltiples y evaluación de interacciones en las medidas de desgaste según el material y el instrumento utilizado para evaluar la rotación en la conexión, a través de las pruebas de comparaciones múltiples de Bonferroni. Además se presentan estadísticas descriptivas y regresión lineal simple. Se utiliza el software para análisis estadísticos Statgraphics Centurion 15 2012.

Factorial a una vía. (Tabla 3-1)

- F_i = Material: $i = 1, 2, 3, 4, 5$.
- F_j = Instrumento: $j = 1, 2$.
- Y_{ij} = Desgaste. Respuesta de la unidad experimental cuando recibe tratamiento.
- Diseño de tratamiento: $5 \times 1 \times 3 = 15$
- Modelo: $Y_{ij} = \mu + F_j + \text{error } ij$.

Tabla 3-1: Diseño Experimental

Variable Explicativa		Variable Respuesta
<i>Factores</i>	<i>Niveles</i>	Nivel de desgaste
Material	Zirconia 1,2,3	
	Titanio 1,2	
Método de medición	1,2	

4. Resultados

Los resultados serán presentados de acuerdo a los objetivos específicos propuestos en el capítulo 2.

4.1 Desarrollo del dispositivo de ensayo mecánico.

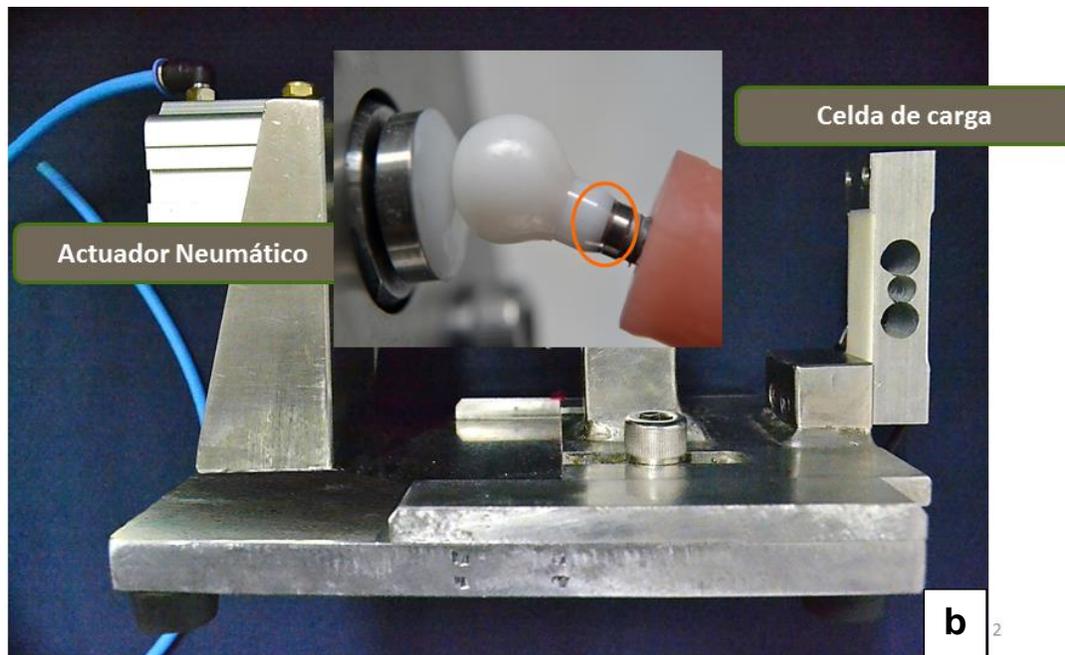
Como primera actividad de la investigación se diseñó y desarrollo del método experimental para evaluar el comportamiento de la interfase implante-pilar ante cargas cíclicas mediante el dispositivo de ensayo mecánico y puesta a punto, de acuerdo a lo explicado previamente en la sección 3.3 de materiales y métodos. La figura 4-1, ilustra el dispositivo fabricado para el estudio, señalando los diferentes componentes.

El objetivo de dispositivo era poder realizar cargas cíclicas en los diferentes ensambles implante-pilar, bajo los parámetros de la norma ISO 14801. El controlador lógico programable permitió la automatización del número y la frecuencia de ciclos, así como de los diferentes ensayos realizados.

Figura 4-1. Dispositivo de ensayo mecánico desarrollado



Figura 4-1. a. Dispositivo de carga cíclica señalando los diferentes componentes: PLC, FRL, actuador y mandril de fijación del implante. b. Vista ampliada del dispositivo, señalando el actuador y la celda de control de carga, así como un acercamiento del pistón del actuador con recubrimiento en zirconia.



4.2 Influencia de las propiedades del material. Caracterización de titanio y zirconia.

4.2.1 Microdureza

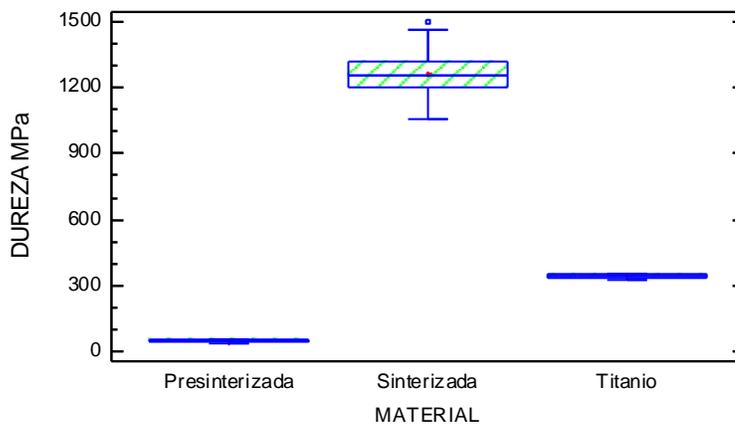
Se realizó la caracterización de la microdureza Vickers (HV) en zirconia presinterizada y sinterizada, así como del titanio encontrándose valores de la media en la zirconia presinterizada de 50,003 MPa y en la zirconia sinterizada de 1265,76 MPa; en el titanio el valor es de 342,60 MPa. Un valor- $P = 0,00$, se rechaza la hipótesis nula para un alfa = 0,05 señalando que la dureza de la aleación de titanio, zirconia presinterizada y sinterizada es estadísticamente diferente. Los valores se señalan en la Tabla 4-1 y Figura 4-2.

En el anexo A, la tabla A-1 señala con un valor- $P=0,0$ que la microdureza de la zirconia presinterizada tiene diferencias significativas mientras que con un valor- $P=0,2841$ la microdureza de la zirconia sinterizada no tiene diferencias significativas.

Tabla 4-1. ANOVA para dureza pro material

Fuente	Suma de Cuadrados	Gl	Cuadrado Medio	Razón-F	Valor-P
Entre grupos	3,07887E7	2	1,53944E7	3221,12	0,0000
Intra grupos	411011,	86	4779,19		
Total (Corr.)	3,11997E7	88			

Figura 4-2. Diagrama de caja y bigotes de la microdureza del titanio y la zirconia presinterizada y sinterizada.



4.2.2 Difracción de Rx

Se realizó el análisis de 4 muestras de zirconia presinterizada y 4 muestras de zirconia sinterizada, para determinar el tipo de red cristalina y la referencia del compuesto químico, encontrándose que el tipo de red cristalina es tetragonal en todos los grupos analizados, y el patrón de referencia concuerda con el compuesto de óxido de zirconia estabilizado con itrio: ZrO_2 (96%) YO_2 (4%).

El difractograma comparativo de los picos de difracción de la zirconia presinterizada (cruda) y sinterizada es similar en todos los grupos de zirconia analizados Ver en el anexo A (Figura A-2).

4.2.3 Fluorescencia de Rayos X

Se realizó un análisis semicuantitativo no destructivo de las muestras de zirconia presinterizada y sinterizada con un aplicativo SEMIQ-10-07. El análisis semicuantitativo

se realizó con el software IQ, con el fin de detectar todos los elementos presentes en las muestras, mediante la utilización de un espectrómetro de fluorescencia de rayos X Magixpro PW-2440 Phillips, equipado con un tubo de Rodio con una potencia máxima de 4 KW y una sensibilidad de 200ppm (0,02%) en la detección de elementos pesados metálicos. La Tabla 4-2, presenta los elementos químicos presentes en la zirconia presinterizada y sinterizada. Los porcentajes de los principales elementos encontrados en la zirconia sinterizada analizada son los siguientes: Zr 91,79%, Y 5,34% y Hf 2,47%. En el Anexo A, la Tabla A-2 y A-3 presentan la relación de los elementos químicos presentes en cada grupo de zirconia analizado.

Tabla 4-2. Fluorescencia de Rx: elementos químicos presentes en zirconia presinterizada y sinterizada.

ELEMENTO	Zirconia Presinterizada %	Zirconia Sinterizada %
Zr	92,110	91,793
Y	5,205	5,349
Hf	2,324	2,476
Na	0,591	0,360
Si	---	0,128
Al	0,215	0,126
Mg	0,106	0,108

El Hf está presente como impureza unido con el Zr. El Zr y Hf tienen propiedades físicas y químicas similares, y su separación es extremadamente difícil y costosa. El Hf es removido del Zr únicamente para aplicaciones nucleares (76).

4.2.4 Textura de superficie

Con los datos antes de ciclado (AC) de la superficie de los lados de los hexágonos, se realizó un análisis para monitorear los puntos medios con una carta de observaciones individuales del parámetro de rugosidad Sz (Figura 4-4), donde se evidencia que el proceso se encuentra en estado de control estadístico con un nivel de confianza del 95%. Posteriormente se realiza un análisis por grupos del mismo parámetro. Figura 4-5.

Sin embargo, la carta de observaciones individuales y de grupo de los datos AC del parámetro Sdr señalan que no se encuentran en estado de control estadístico. Siendo diferente el pilar ZiReal®. Ver en el anexo A, Tabla A-2 y A-3.

Figura 4-3. Carta de observación individual del parámetro de rugosidad Sz de pilares.

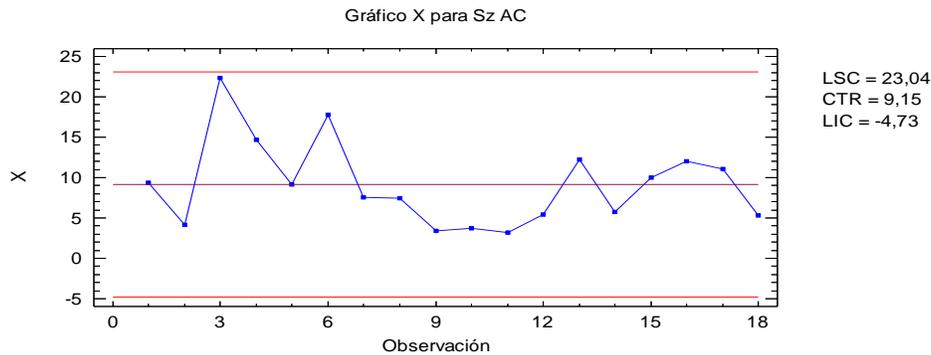
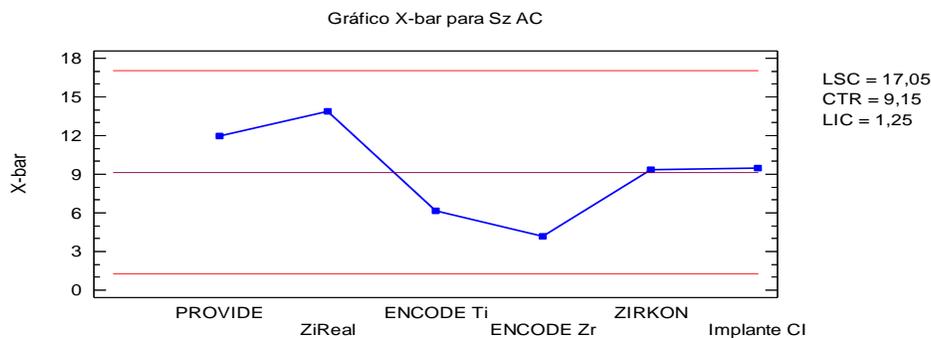


Figura 4-4. Carta de control por grupo de pilar. Gráfico X-bar para Sz.



El análisis ANOVA del parámetro Sz antes de ciclado, evaluado en la plataforma del implante y del pilar muestra con un valor-P= 0,0129 que si hay diferencia significativa, siendo diferente en rugosidad los pilares de zirconia comparados con el implante de titanio. Con el parámetro Sdr AC un valor-P= 0,106, señala que no hay diferencia significativa por tipo de material del pilar. Ver en el anexo A, Tabla A-4.

Los parámetros Sz y Sdr evaluados en los lados del hexágono AC y DC, muestra diferencia significativa únicamente en el parámetro Sdr AC con un valor P = 0,0007. El pilar diferente es el Zi-Real®. Ver en el anexo A, Tabla A-5. Los demás no señalan diferencias significativas.

En la plataforma el material con menor Sz es el titanio con una media de 5,8µm, seguido del grupo de Zirkozahn con 65,4µm y de zirconia con 135,5 µm. En cuanto al parámetro

Sdr, los valores de menor a mayor son implante, Zirkozahn y Encode zirconia: 1,7%, 24,0% y 77,2% respectivamente. Ver Tabla 4-3.

Tabla 4-3: Parámetros de rugosidad en la plataforma del implante y de pilares de zirconia

Rugosidad Plataforma Media(SD)					
Parámetro	Grupo	Media	SD	Min	Max
Sa (µm)	Implante	0,3	0,3	0,2	0,6
	Encode® Zr	2,8	0,4	2,5	3,1
	Zirkozahn®	4,2	4,5	1,2	9,4
Sz (µm)	Implante	5,9	2,4	3,3	8,2
	Encode® Zr	135,5	25,2	117,7	153,3
	Zirkozahn®	65,4	12,7	56,9	80,0
Sdr (%)	Implante	1,7	0,7	1,2	2,5
	Encode® Zr	77,2	9,6	70,4	84,0
	Zirkozahn®	24,0	5,5	17,8	27,9

4.3 Estabilidad en la interfase implante-pilar.

4.3.1 Desgaste adhesivo

La comparación de medias por área de transferencia del pilar de zirconia señala que no hay diferencias significativas por tipo de zirconia analizado, el valor-P para plataforma, lado de hexágono y hexágono fueron 0,811, 0,711 y 0,384 respectivamente. Ver anexo A, Tabla A-6. La Figura 4-5 muestra que la transferencia de metal es mayor en la plataforma, seguida del hexágono y menor en el lado del hexágono. Además señala por las medias del porcentaje de transferencia por área y tipo de pilar de zirconia, siendo mayor en el Encode® zirconia que en el Zirkozahn®. El promedio por área es de mayor a menor 4,09%, 3,66% y 2,88% respectivamente. La Figura 4-6 muestra imágenes obtenidas con el estéreo de las áreas de desgaste adhesivo y las cuales fueron analizadas con el Image-Pro® para obtener la proporción por área de transferencia de metal en las interfases del ensamble implante-pilar.

Figura 4-5. Comparación porcentaje de transferencia de metal por área del pilar de zirconia.

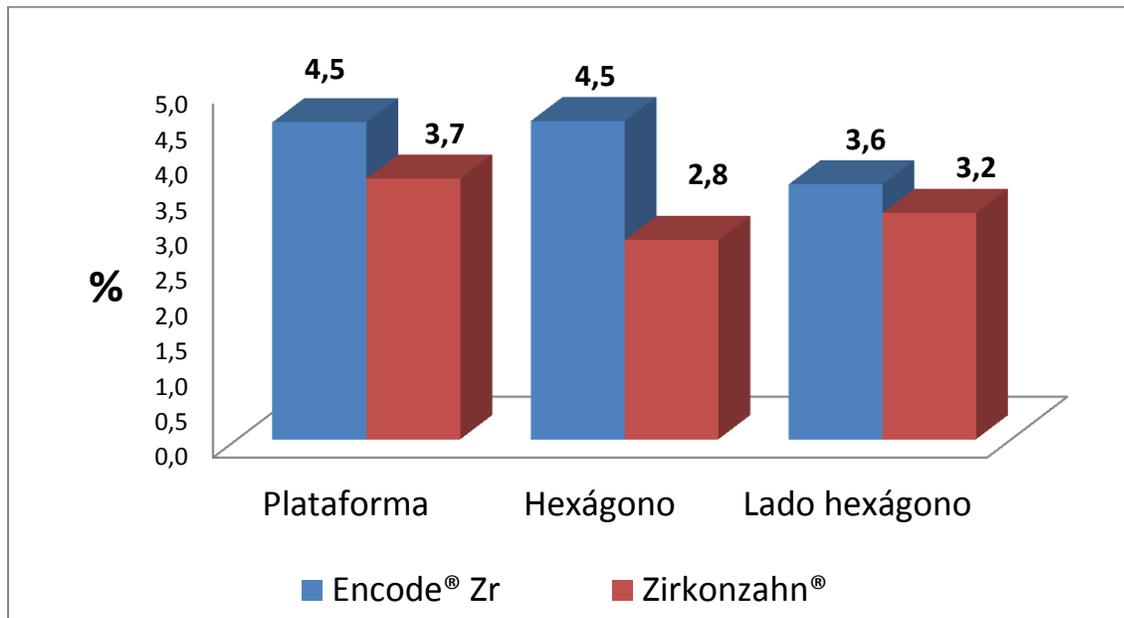


Figura 4-6. Imágenes de la transferencia de metal en el hexágono (b) y el lado del hexágono (c). Analizador de imágenes área del hexágono y lado del hexágono (d, e y f).

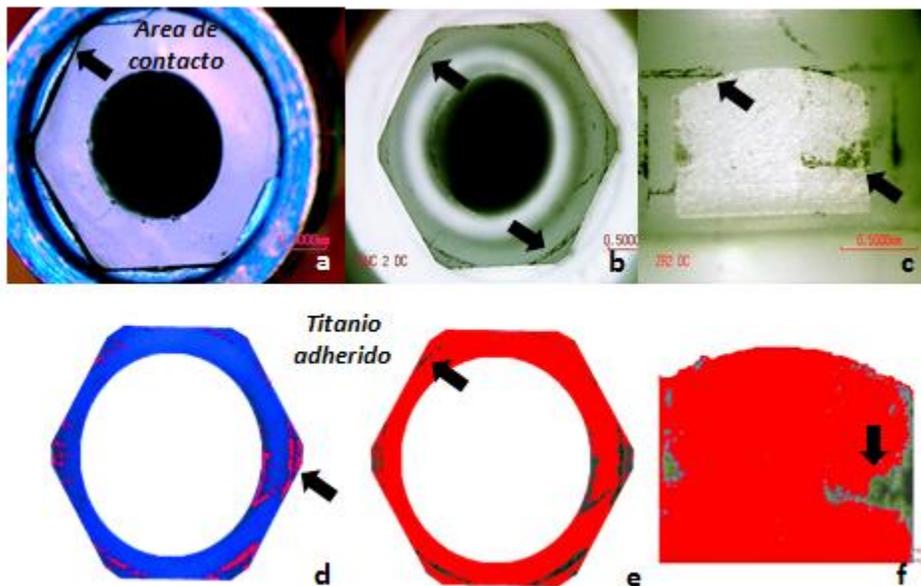
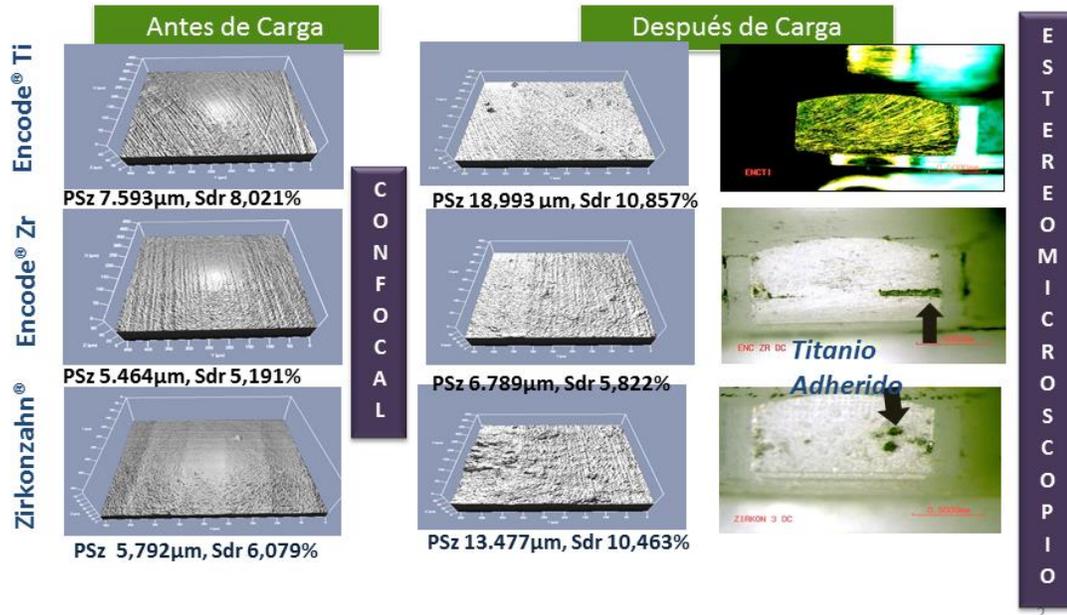


Figura 4-6. a. Ensamble implante-pilar 30X, b. Hexágono pilar 30X, c. Lado hexágono 60X. d y e. Imagen procesada de hexágono, las flechas indican el titanio adherido. f. Imagen procesada del lado del hexágono con áreas oscuras que indican el titanio adherido.

Figura 4-7. Imágenes de microscopio confocal de la superficie lateral del hexágono de pilares y su correspondiente microfotografía de estereomicroscopio



4.3.2 Microanálisis de composición química con sonda EDX.

En los pilares de zirconia se observó la transferencia de metal. Fueron escaneados y analizados con la sonda EDX/MEB para composición química Figura 4-8 a imagen MEB de una zona del pilar de zirconia y b. mapeo señalando la presencia de titanio; el espectro correspondiente es mostrada en la Figura 4-8c. Puede verse que se detectaron elementos como el Zr, Hafnio (Hf), Ti, C y O, como se muestra en la Tabla 4-8

Tabla 4-4. Composición de elementos en pilar de zirconia cuantificado con EDX/MEB.

Composición de elementos en pilar de zirconia medido con EDX/MEB	
Elemento	Peso %
C	21,50
O	26,04
Ti	0,32
Zr	51,11
Hf	1,03

Figura 4-8. Microfotografía MEB de pilar de zirconia y espectro de EDX/MEB.

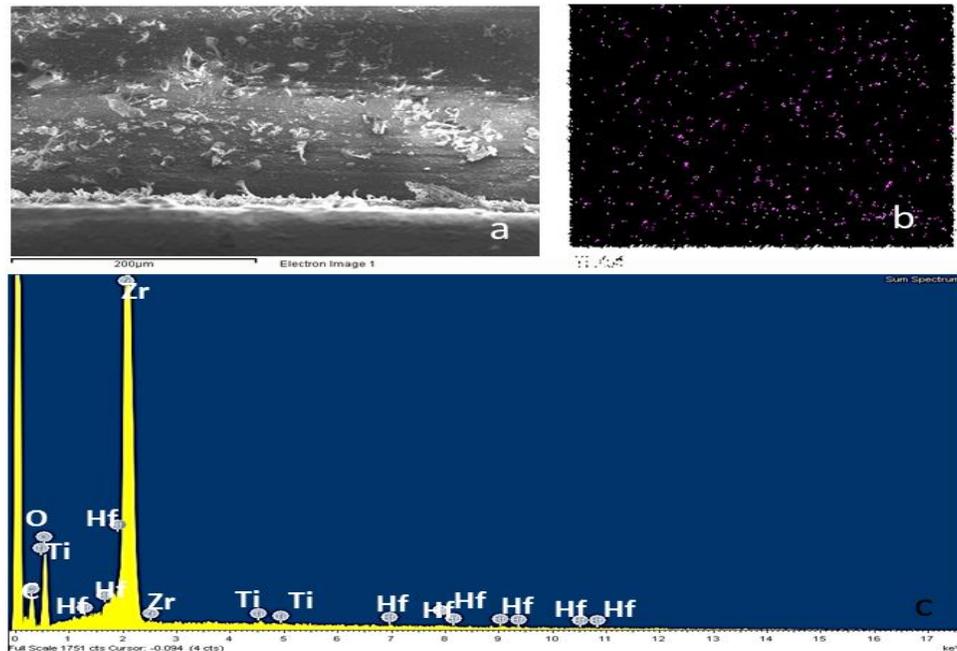


Figura 4-8. a. Microfotografía MEB de la superficie del pilar de zirconia. b. Escáner de la superficie mostrando el elemento Ti. c. Espectro del área escaneada, mostrando elementos químicos del material: Zr, Hf, Ti, O y C.

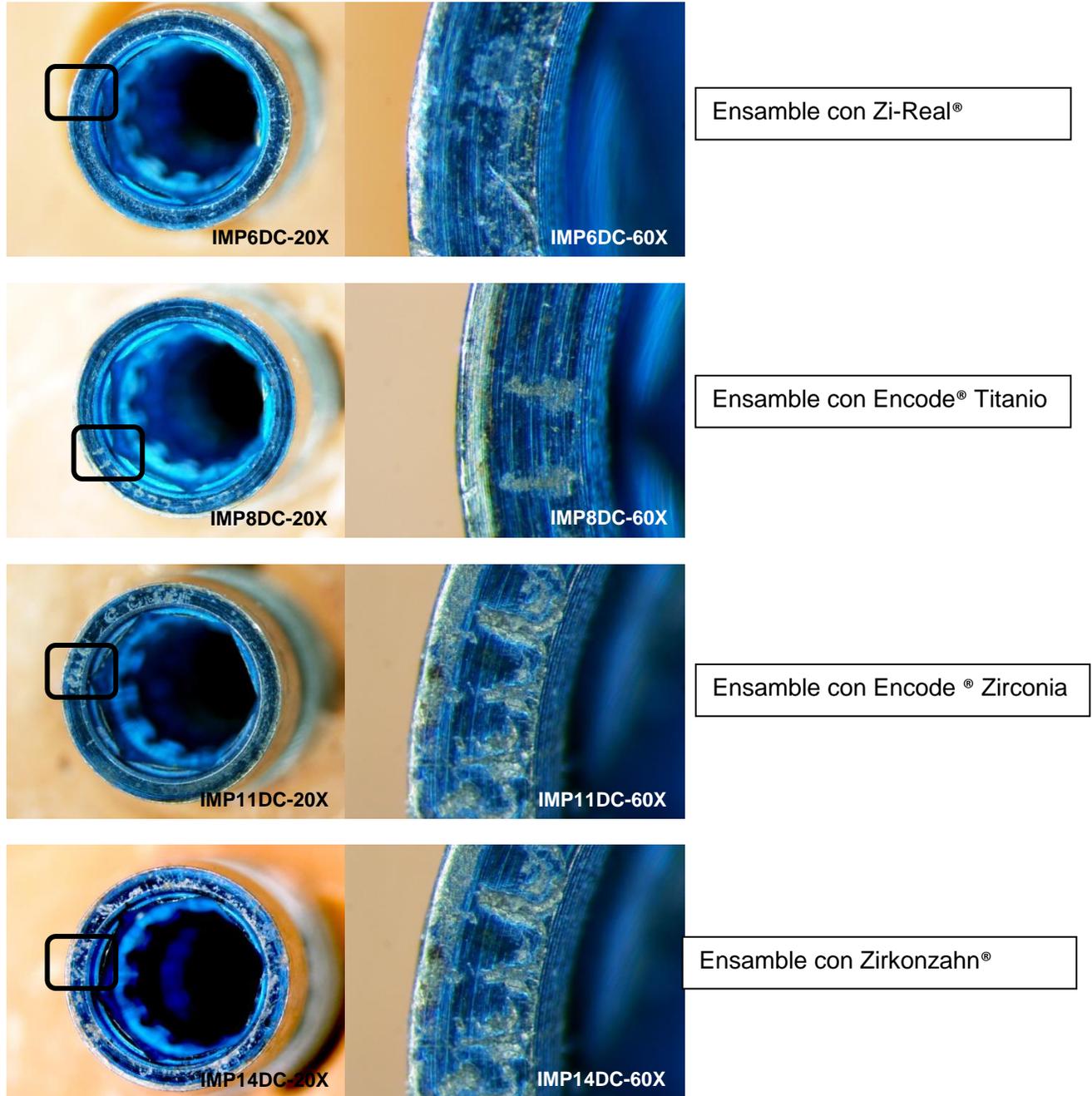
4.3.3 Deformaciones plásticas.

El análisis de las imágenes obtenidas en microscopio óptico y MEB, antes y después de realizar el ensayo de carga cíclica, mostraron alteraciones que ocurren en la plataforma de los implantes cuando son sometidos a carga cíclica, como es el caso de la función masticatoria simulada.

Independientemente del tipo de pilar analizado, las imágenes obtenidas previas a ser sometidos a carga cíclica no evidenciaron daños en las superficies. Después de la carga cíclica, las alteraciones fueron observadas en la plataforma del implante y en las paredes laterales de la porción interna del hexágono. Las imágenes de la Figura 4-9, ilustran los patrones de desgaste en la plataforma de los implantes sometidos a carga con los diferentes pilares. El desgaste es más evidente en las superficies en contacto con pilares de zirconia y menor en las superficies en contacto con titanio. La Figura 4-10 muestra un conjunto de microfotografías comparando las imágenes obtenidas en los diferentes microscopios: estereomicroscopio, confocal y MEB de pilares de zirconia y de

titanio AC y DC. Los valores de rugosidad Sz en la plataforma del implante antes de ciclado y el desgaste observado en las imágenes de estéreo y MEB después de ciclado.

Figura 4-9. Microfotografías de los implantes a 30X y 80X (recuadro) después de ciclado con los diferentes pilares experimentales: 1. ZiReal, 2. Encode titanio, 3. Encode Zirconia, 4. Zirkozahn y 5. Provide.



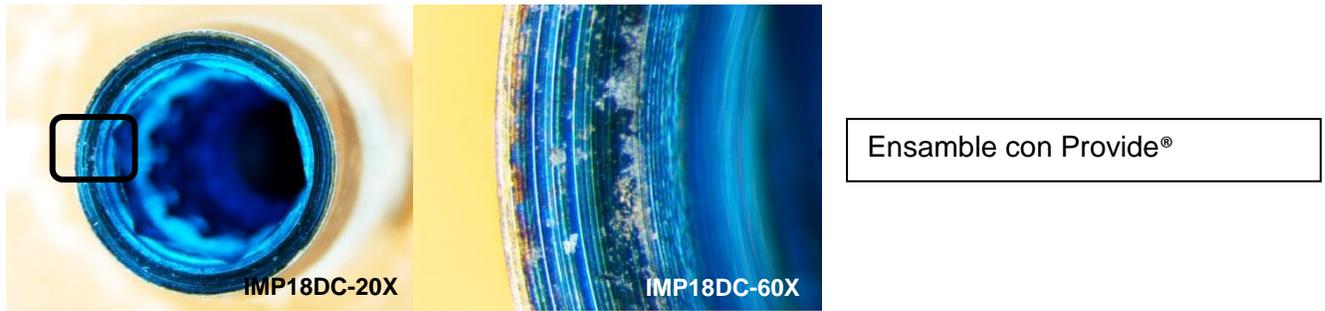
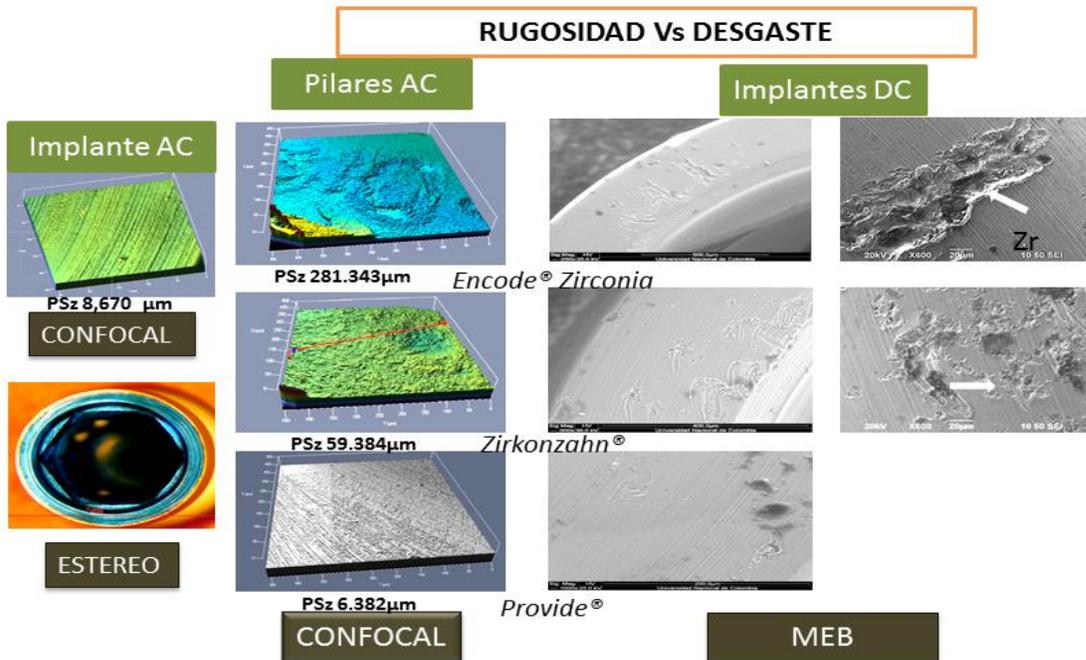


Figura 4-10. Conjunto de imágenes obtenidas con los diferentes microscopios de los implantes y pilares. Mostrando valores de rugosidad superficial y deformaciones plásticas



La Figura 4-10 muestra los valores de la rugosidad de la superficie lateral del hexágono que cambiaron después de ciclado observándose cambios que se pueden establecer como las adherencias de material a la superficie en los pilares de zirconia

4.3.4 Movimiento Rotacional en la conexión implante-pilar

La Tabla 4-5 resume las medias y SD, valores mínimos y máximos de MR, según la ecuación, con las medidas obtenidas de D, C y R de las imágenes de estéreo. Señala valores promedio para el pilar Provide (1,73°), Zi-Real® (0,93 °), Encode titanio (1,97 °), Encode zirconia (3,29 °) y Zirkozahn (2,46 °) antes de ciclado. Los valores promedio de los RM obtenidos después de ciclado son para Provide® (1,72°), Zi-Real® (2,59°), Encode® titanio (1,54°), Encode® zirconia (1,39°) y Zirkozahn® (2,09°). En general se encontró menor RM después de ciclado.

Tabla 4-5. Comparación de medias y desviación estándar (SD) del movimiento rotacional obtenido por imágenes de Estéreo.

Comparación de medias y SD Movimiento rotacional: Estéreo					
	Tipo de Pilar	Media	SD	Mínimo	Máximo
Antes Ciclado	Provide	1,73	0,698	0,94	2,27
	Zi-Real	0,93	0,842	0,24	1,87
	Encode Titanio	1,97	0,944	1,08	2,96
	Encode Zirconia	3,29	1,663	1,54	4,85
	Zirkozahn	2,46	0,629	1,87	3,12
Después Ciclado	Provide	1,72	0,422	2,00	2,81
	Zi-Real	2,59	0,990	1,46	2,98
	Encode Titanio	1,54	0,421	1,1	1,94
	Encode Zirconia	1,39	0,136	1,28	1,54
	Zirkozahn	2,09	0,348	1,86	2,49

Para el instrumento de medición Inventor® la Tabla 4-6, resume las medias y SD, valores mínimos y máximos de los RM obtenidos antes de ciclado: Provide (4,13°), Zi-Real® (3,48°), Encode® titanio (3,91°), Encode® zirconia (4,54°) y Zirkozahn® (4,91°). Los valores obtenidos después de ciclado son: Provide® (3,62°), Zi-Real® (3,71°), Encode® titanio (3,07°), Encode® zirconia (3,31°) y Zirkozahn® (3,26°).

Tabla 4-6. Comparación de medias y desviación estándar (SD) del movimiento rotacional obtenidas por análisis de imagen con Inventor®

Comparación de medias y SD Movimiento rotacional: Inventor®					
	Tipo de Pilar	Media	SD	Mínimo	Máximo
Antes Ciclado	Provide®	4,13	0,542	3,51	4,40
	Zi-Real®	3,48	0,770	2,99	4,37
	Encode®Titanio	3,91	1,309	2,73	5,32
	Encode® Zirconia	4,54	1,505	3,04	6,05
	Zirkonzahn®	4,91	0,665	4,25	5,58
Después Ciclado	Provide®	3,62	0,655	3,23	4,38
	Zi-Real®	3,71	1,450	2,26	5,16
	Encode® Titanio	3,07	0,991	1,93	3,75
	Encode® Zirconia	3,31	0,376	2,89	3,61
	Zirkonzahn®	3,26	1,330	2,20	4,75

En general los valores del movimiento rotacional obtenidos por el método de medición inventor® son mayores que los obtenidos con las imágenes de estéreo y el analizador de imágenes. Figura 4-11. Mediante la prueba de comparación de medias se determina con un p-value: 0,00001 que hay diferencia estadísticamente significativa entre los valores de MR obtenidos por método de medición tanto antes de ciclado como después de ciclado. Tabla 4-7. Anexo A, gráfico de caja y bigotes del MR por instrumento de medición antes de ciclado. Figura A- 5.

Figura 4-11. Comparación movimiento rotacional por método de medición.

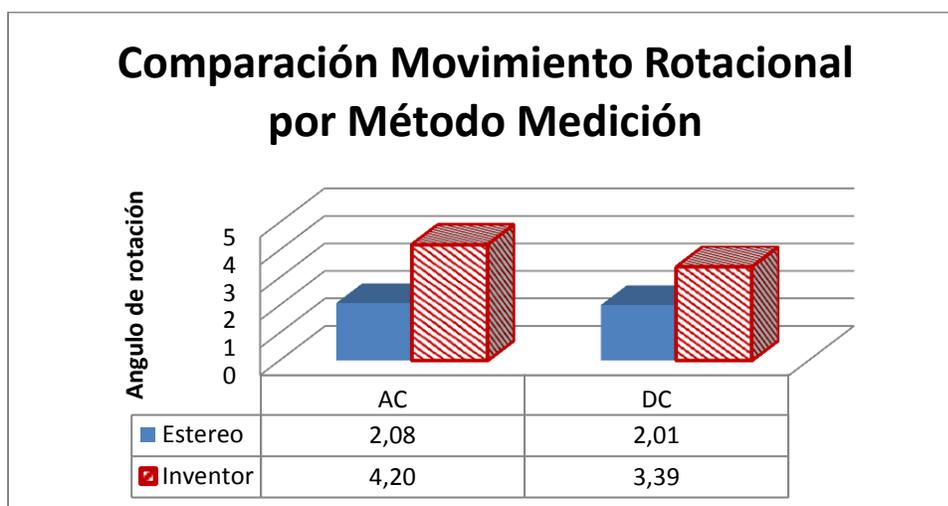
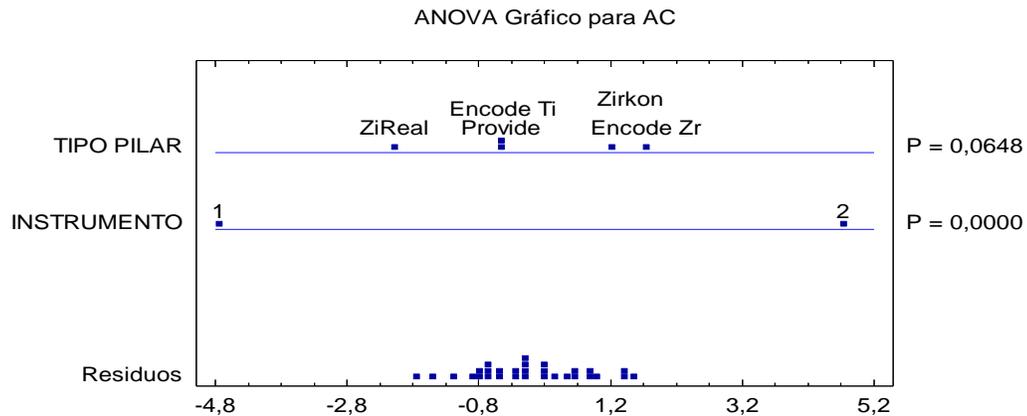


Tabla 4-7. Comparación de medias para movimiento rotacional por método de medición y momento de ciclado.

Comparación de Medias de Movimiento Rotacional				
Momento	Instrumento	Diferencia entre medias	t	valor-P
Antes Ciclado	Estéreo	2,07 ± 0,65	-5,27655	0,00001
	Inventor	4,19 ± 0,55		
Después Ciclado	Estéreo	2,23 ± 0,63	-5,42053	0,00001
	Inventor	3,47 ± 0,51		

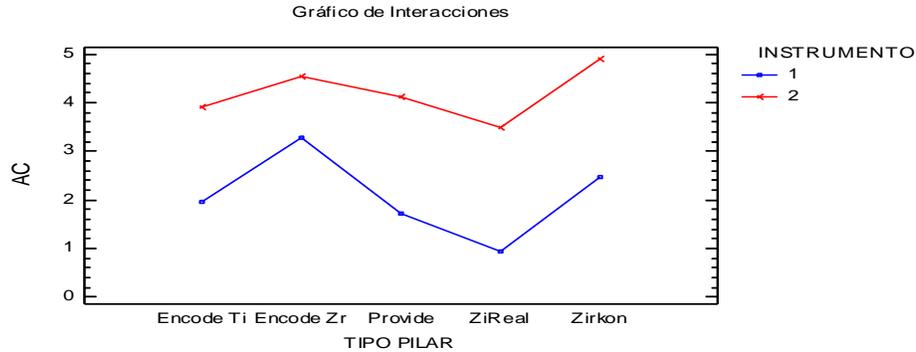
El análisis de varianza multifactorial señala una diferencia significativa (valor-P= 0,0000) para las medias del movimiento rotacional AC, según el método de medición utilizado. Además, no señala diferencias significativas (valor-P= 0,0648) entre los promedios según el tipo de material, como se ilustra en la Figura 4-12.

Figura 4-12. Gráfico ANOVA multifactorial para movimiento rotacional antes de ciclado.



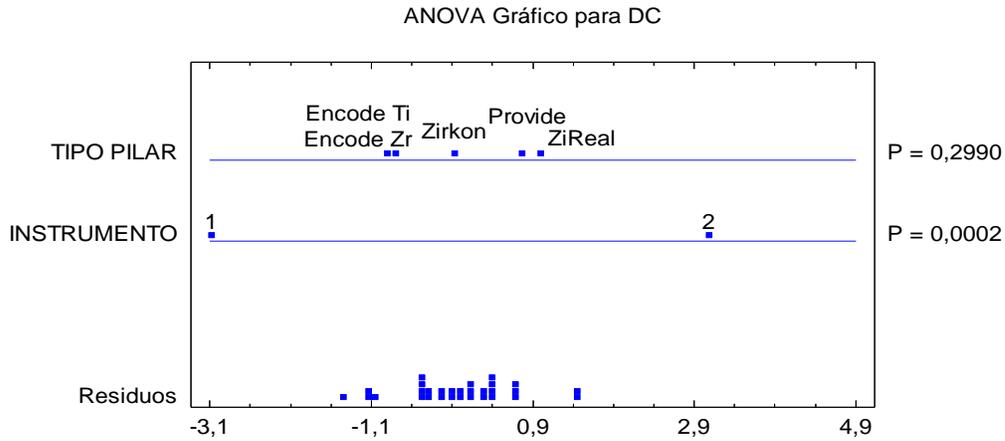
El gráfico de interacción señala que el comportamiento de los patrones del tipo de pilar en cada uno de los instrumentos es similar, evidenciando que no hay un material que proporcione mejor o peor respuesta dependiendo del instrumento de medición, es decir no hay interacción entre el tipo de pilar y el método de medición. Figura 4-13.

Figura 4-13. Gráfico de interacción por instrumento Antes Ciclado.



El análisis de varianza multifactorial DC señala una diferencia significativa (valor-P=0,0002) para las medias del movimiento rotacional, según los dos tipos métodos de medición utilizados; además no señala diferencias significativas (valor-P=0,2990) entre las medias de movimiento rotacional según el tipo de material. Figura 4-14.

Figura 4-14. Gráfico ANOVA multifactorial para movimiento rotacional después de ciclado.



La Tabla 4-8, resume las medias y desviaciones estándar de los valores absolutos de D (distancia entre caras de hexágonos), C-gap (espacio entre hexágonos) y RM (movimiento rotacional) de los implante y pilares de titanio y zirconia del estudio, realizadas con el instrumento de medición Inventor®. El valor absoluto de D para los implantes fue de 2,682mm. Los valores absolutos para los pilares Provide® de D, C y MR

fueron: 2,624mm, 24 μ m y 4,13° respectivamente; para los pilares Zi-Real® de D, C y MR fueron: 2,639mm, 23 μ m y 3,48° respectivamente; para los pilares Encode® Titanio de D, C y MR fueron: 2,628mm, 26 μ m y 3,91° respectivamente; para los pilares Encode® Zirconia de D, C y MR fueron: 2,631mm, 30 μ m y 4,54° respectivamente y para los pilares Zirkonzahn® de D, C y MR fueron: 2,615mm, 32 μ m y 4,91° respectivamente. Los valores de C-gap se encontraron entre 23 y 32 μ m y el movimiento rotacional estuvo entre 3,5° y 5°.

Tabla 4-8. Tabla de valores absolutos de la media y desviación estándar (SD) de D, C-gap y RM con Inventor® Antes Ciclado.

Tabla de valores absolutos de la media(SD) de D, C y MR obtenidos con Inventor® AC				
Aditamento	N	D (mm)	C-Gap (μm)	MR°
		Media(SD)	Media(SD)	Media (SD)
Implantes	15	2,682 (0,009)		
Provide®	3	2,624 (0,006)	24 (4,16)	4,13 (0,542)
ZiReal®	3	2,639 (0,015)	23 (4,93)	3,48 (0,770)
Encode® Ti	3	2,628 (0,012)	26 (8,62)	3,91 (1,309)
Encode® Zr	3	2,631 (0,008)	30 (9,50)	4,54 (1,505)
Zirkonzahn®	3	2,615 (0,002)	32 (4,00)	4,91 (0,655)

4.4 Correlaciones

4.4.1 Textura superficial Vs Transferencia Metal

Se realiza una regresión lineal simple para correlacionar la textura superficial con la transferencia de metal. Para el parámetro Sz hay un coeficiente de correlación de 19,27% y un coeficiente de determinación R^2 de 3,71%; para el parámetro Sdr hay un coeficiente de correlación de 23,01% y un R^2 de 5,29%. Las Figura 4-11 y 4-12, presentan los gráficos de regresión lineal para los parámetros Sz y Sdr. Es necesario ampliar tamaño de muestra para que las regresiones junto con el coeficiente de correlación sean más estables, ya que el resultado es afectado por el número de unidades experimentales utilizadas en la regresión.

Figura 4-15. Regresión lineal para el parámetro Sz Vs transferencia de metal.

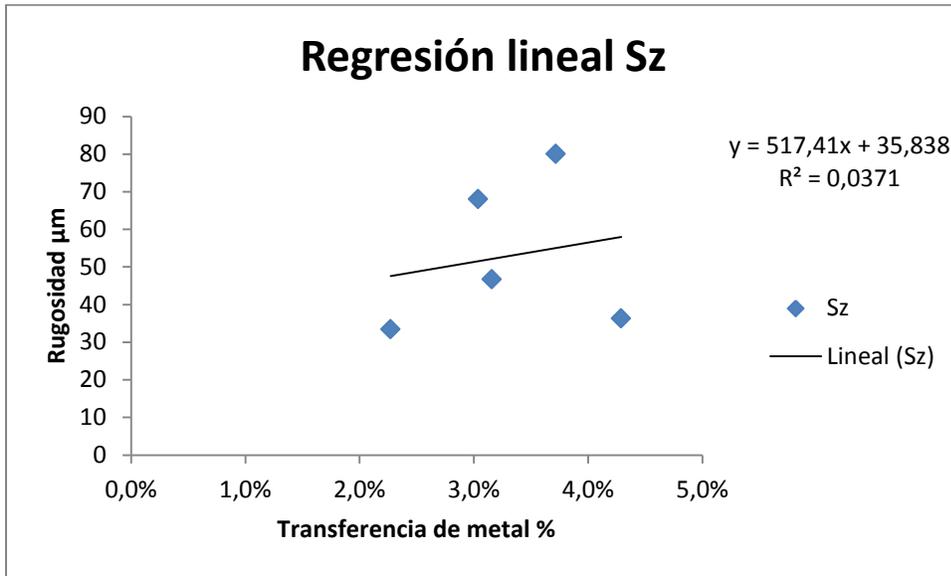
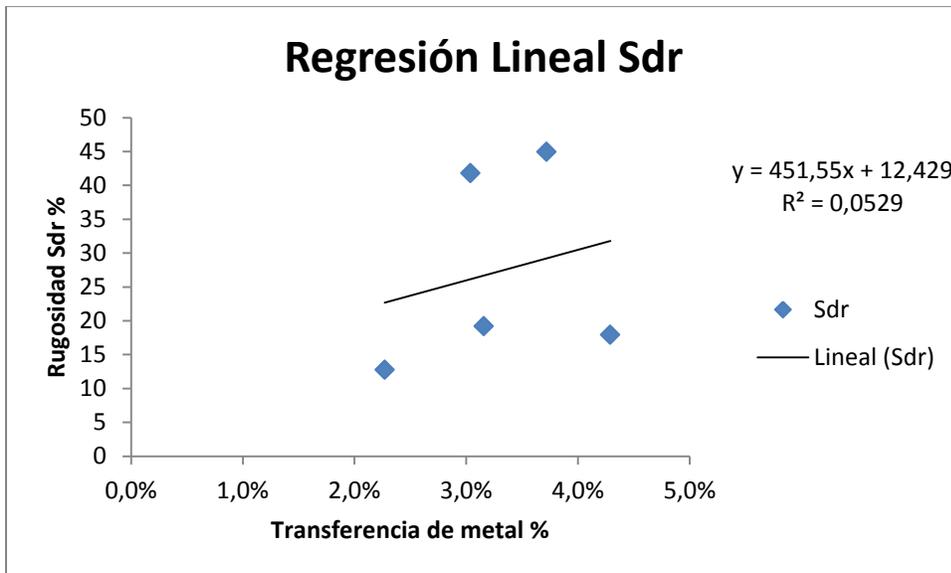


Figura 4-16. Regresión lineal para el parámetro Sdr Vs transferencia de metal.



El coeficiente de determinación R^2 de 8,14% señala que no hay correlación entre el ajuste inicial de los componentes con la transferencia de metal en los pilares de zirconia. Anexo Figura A-6.

4.4.2 Movimiento rotacional Vs espacio entre componentes

El coeficiente de determinación R^2 de 89,04% señala que hay correlación entre el movimiento rotacional (RM) y el espacio entre los hexágonos del implante y el pilar (C-gap) antes de ciclado. Figura 4-17. El R^2 después de ciclado es de 99,7%. Figura 4-18.

Figura 4-17. Gráfico de regresión lineal entre C-Gap y MR antes de ciclado

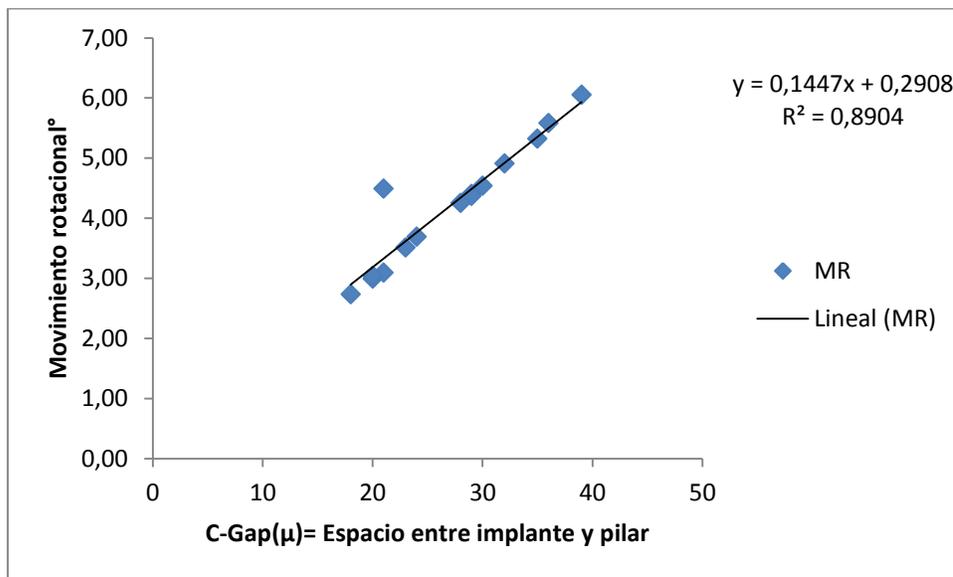
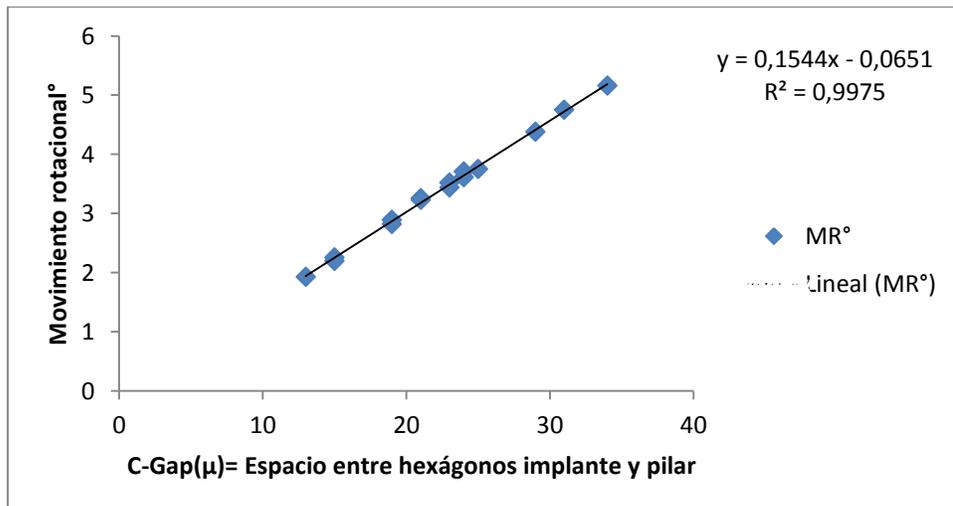


Figura 4-18. Gráfico de la regresión lineal entre C y RM después de ciclado.



4.5 Tolerancias de los componentes

Los índices de tolerancia encontrados para los componentes de la conexión implante-pilar se resumen en la Tabla 4-9. La calidad de tolerancia (IT) para implantes es de 10, para los pilares esta entre 6 y 9. Siendo calidad de tolerancia 9, los pilares de conexión en titanio y calidad de tolerancia 8 para los pilares de Encode® zirconia y 6 para Zirkonzahn®. El tipo de ajuste para la conexión es deslizante, independiente del tipo de material del pilar.

Tabla 4-9. Calidad de tolerancia de componentes ISO 286-1.

Tolerancias de componentes								
Grupo	D Mínimo	D Máximo	IT	Calidad	Desviación		Ajuste	Tipo de ajuste
Provide®	2,615	2,631	0,016	9	0,069	c	FG10-c9	Deslizante
Zi-Real®	2,625	2,655	0,030	9	0,045	c	FG10-c9	Deslizante
Encode® Ti	2,618	2,641	0,023	9	0,059	c	FG10-c9	Deslizante
Encode® Zr	2,625	2,640	0,015	8	0,060	c	FG10-c8	Deslizante
Zirkonzahn®	2,614	2,617	0,003	6	0,083	b	FG10-b6	Deslizante
Implante	2,6720	2,7027	0,031	10	-0,003	fg	-	

Basados en los análisis con los resultados de calidad de los componentes, se recomendaría que los pilares fueran fabricados con una desviación en la tolerancia de las bandas entre d y e.

De acuerdo a los resultados encontrados en este estudio se acepta la hipótesis de que los pilares personalizados de zirconia ajustan mecánicamente igual que los pilares de personalizados y prefabricados de titanio. Los valores de movimiento rotacional no señalaron diferencias estadísticamente significativas entre los diferentes pilares

5. Discusión

La estabilidad del sistema implante-pilar-tornillo de fijación es de gran importancia. La precarga mantiene los componentes unidos (77, 78). El torque inadecuado del tornillo de fijación, se relaciona con los materiales del mismo, así como con la geometría de la interfase, el tamaño de la plataforma, la cantidad de tolerancia de adaptación entre los componentes y la adaptación pasiva de los mismos sobre el implante. Los micromovimientos en la interfase implante-pilar (46) pueden generar el aflojamiento del tornillo de fijación y sobrecargar el biotribosistema en la restauración implanto-soportada. Ante fuerzas externas, como las masticatorias ocurre vibración en el tornillo, resultando en pérdida gradual de la precarga y el desgaste de las superficies contactantes en la interfase implante-pilar.

Las propiedades físicas y mecánicas de los materiales (titanio y zirconia) que interactúan en la interfase implante-pilar como la dureza, la textura superficial y el coeficiente de fricción son factores importantes en la presencia del desgaste adhesivo y deformación plástica de los componentes y en la estabilidad de la interfase. Por lo anterior, se puede decir que los materiales de la interfase deben ser compatibles tanto desde el punto de vista químico, mecánico y físico. La interfase de mejor comportamiento es metal/metal o cerámica/cerámica (3, 38, 76).

El dispositivo de carga dinámica desarrollado, es el adecuado para la simulación de los movimientos masticatorios: fuerzas de mordida (200N) (19, 20), frecuencia (2Hz) y la simulación de la aplicación de cargas no axiales con un ángulo de carga de 30° en relación con el eje del implante (75). La frecuencia de 2Hz es la adecuada para simular el daño que pueda presentarse en el sistema (79). Los 250.000 ciclos a los que fue llevado el ensayo permitieron la observación de alteraciones en la interfase, similar a lo reportado por Klotz *et al*, quien encontró que la tasa de desgaste inicial está por encima de los 100.000 ciclos y disminuye después de los 250.000 ciclos (11). Adicionalmente, la reproducción de la condición clínica es lograda con cargas cíclicas entre 240,000 y 300,000 (80).

5.1 Desgaste adhesivo

Como resultado de las discrepancias entre los componentes, se presentan micromovimientos en la interfase (46) que resultan en diferentes mecanismos de desgaste. Otra variable que influye en la presencia del desgaste, es la diferencia en la dureza de los materiales. De acuerdo a la caracterización realizada la zirconia es 3 veces más dura que el titanio: 1237 MPa Vs 342 MPa. Otros autores han reportado que la zirconia es 10 veces más dura que el titanio (3, 11, 25), sin embargo se ha reportado una dureza vickers para la aleación de titanio, similar a la reportada en el presente estudio (81). La rugosidad de la superficie también influye en el mecanismo de desgaste; la zirconia presentó valores Sdr promedio máximos de rugosidad mayor que la del titanio: 77,21% Vs 1,71% respectivamente.

A pesar de las diferencias en las propiedades físicas y mecánicas de los materiales: titanio y zirconia, las pruebas de correlación entre la transferencia de metal y la rugosidad de la superficie no revelaron asociaciones significativas (R^2 de 5,29%), ni entre el MR y la transferencia de metal (R^2 de 8,1%). Es necesario ampliar el tamaño de la muestra para que las regresiones sean más estables.

Alteraciones en el implante de titanio evidencian desgaste después de ciclado cuando se conectan con pilares de zirconia comparado con pilares de titanio (82), similar a lo encontrado en el presente estudio. Dichas alteraciones fueron observadas en las imágenes estéreo y MEB. Las microfotografías son ilustrativas, no fueron sometidas a análisis estadísticos y fueron obtenidas a varios aumentos. Las alteraciones encontradas permiten entender algunos fenómenos que ocurren en la interfase implante-pilar, como el desgaste adhesivo y la deformación plástica.

Antes de ciclado, se observó la integridad de la superficie y la textura superficial de los componentes. Las imágenes MEB después de ciclado en la plataforma del implante muestran alteraciones de la superficie (Figura 4-16), mostrando superficies con aspecto irregular que puede favorecer el acumulo de placa bacteriana en la interfase y la consecuente inflamación de los tejidos peri-implantares; así como la reducción de la precarga obtenida debido al desgaste y el desajuste mecánico.

Las imágenes obtenidas posteriores a los ensayos de fatiga a 250.000 ciclos, evidencian algunas semejanzas entre los grupos. Una de ellas es el desgaste adhesivo en las paredes del hexágono de zirconia y en la plataforma de los implantes. El desgaste adhesivo es asociado a deformaciones plásticas de la superficie del implante. Figura 4-16 y 4-17.

Klotz demostró la transferencia de titanio alrededor de la superficie del pilar de zirconia es 6 veces mayor que en los pilares de titanio (11). La metodología utilizada fue similar, pero este estudio analizó el área total de transferencia y el de Klotz analizó áreas parciales en el pilar.

La textura superficial del titanio presentó menor cantidad de irregularidades comparada con la zirconia, lo que permite mejor ajuste de las superficies y menor reducción de la precarga bajo cargas cíclicas.

El desgaste adhesivo evidenciado por la transferencia de metal en la superficie de los pilares de zirconia está influenciado por la concentración de esfuerzos tensionales o compresivos en la interfase al ser sometidos a cargas cíclicas. Una propuesta para futuros estudios es poder identificar las zonas de tensión y compresión para cuantificar la transferencia de metal de una manera más fiable. La metodología empleada en este estudio es fiable para evaluar y cuantificar el mecanismo de desgaste en la interfase implante-pilar. La transferencia de metal en la plataforma se debe a que es la superficie de mayor concentración de esfuerzos, seguido del hexágono y del lado del hexágono. La transferencia de metal en los lados del hexágono evidenciado por contraste en las imágenes de estéreo, se debe a que en el ángulo del hexágono es el sitio de mayor fricción por las zonas de concentración de esfuerzos compresivos. Otra manera de evaluar el desgaste adhesivo es cuantificando la pérdida de volumen de la pieza, lo cual no es posible realizar por falta de tecnología adecuada. Por medio de la sonda EDAX se determinó la composición química del área analizada y se estableció que el elemento químico Ti se adhirió a la superficie; Dhingra (83), reportó hallazgos similares. Figura 4-18.

La transferencia de titanio ocurre en las áreas donde actúan esfuerzos cortantes en la interfase implante-pilar. Especialmente en la plataforma, la base del hexágono y el lado del hexágono donde las fuerzas son aplicadas. Es incierto si la transferencia de titanio ocurre más en áreas de compresión, tensión o corte en la interfase implante-pilar. Se asumió que la transferencia de titanio ocurrió en la superficie del pilar de zirconia debido a la apariencia visual después de ciclado. En la conexión interna las fuerzas de la masticación son transmitidas a través de la prótesis y el pilar a las paredes del implante y no al tornillo de fijación, llevando a la posibilidad de presentar fracturas del implante o del tornillo de fijación. El desgaste del implante de titanio es evidente tanto macroscópicamente y microscópicamente como la transferencia de titanio en el pilar de zirconia.

El contacto en las diferentes interfases es evidente en las imágenes seccionadas del implante-pilar, lo que esperaría un mayor desgaste adhesivo, pero es diferente en los diferentes pilares posiblemente debido a las tolerancias de maquinado de los pilares de titanio y zirconia.

La interfase titanio-titanio sirvió como control en el estudio. Las microfotografías de estereomicroscopio no permitieron la observación de patrones de desgaste que permitieran ser cuantificadas mediante el analizador de imágenes, como se realizó con los pilares de zirconia, ya que en el titanio no se observa el contraste de color de la transferencia de metal como en la zirconia.

5.2 Deformaciones plásticas

Bajo las cargas aplicadas en el presente estudio, se observaron áreas de bruñido compatibles con deformaciones plásticas en la plataforma de los implantes, lo que evidencia desgaste en la interfase implante-pilar Figura 4-15. Las imágenes de estéreo obtenidas de los implantes ensamblados con pilares de titanio (titanio-titanio), mostraron menores deformaciones plásticas en la plataforma y el hexágono consecuencia de los esfuerzos recibidos por la carga cíclica. Las deformaciones pueden causar pérdida del torque del tornillo de fijación, por las cargas oblicuas y la aproximación de las superficies contactantes (45, 84), lo que causa reducción de la precarga y el consecuente aflojamiento del tornillo de fijación; que aunque no fue observado durante los ensayos del estudio, podría ocurrir a mayor número de ciclos.

Los implantes ensamblados con pilares de zirconia, mostraron mayores deformaciones plásticas y pérdida de material. El metal por ser dúctil, es más susceptible de deformación plástica mientras que la zirconia es frágil pero tenaz y puede fracturarse por las tensiones generadas. Ningún pilar de zirconia se fracturo durante los ensayos de carga cíclica. Los pilares de zirconia pueden presentar reducción de la precarga ya que la pérdida de integridad de la superficie, puede disminuir la fuerza de acople entre los componentes.

Las observaciones están de acuerdo a lo reportado en un estudio in vitro, donde evaluaron el desgaste entre discos de zirconia y titanio (25). La zirconia ocasiono grandes deformaciones en el titanio, pero dichas deformaciones no se presentaron en la zirconia, siendo esta última menos susceptible al desgaste

5.3 Movimiento rotacional: MR

Binon *et al* (14), determinó que el movimiento rotacional entre los componentes de la conexión no debería ser mayor de 5° para mantener la estabilidad de la conexión. Evaluaron la cantidad de movimiento rotacional entre un implante de conexión externa y pilares UCLA, encontrando una correlación entre el desajuste en la interfase y aflojamiento del tornillo después de ciclado. En nuestro estudio no se realizó la cuantificación del torque después de ciclado, pero se podría predecir con los valores de MR para los pilares de zirconia entre 2-6°, que la incidencia del aflojamiento del tornillo se presentaría.

En el estudio se presenta una dispersión de datos mayor que lo referenciado en la literatura (55, 57, 85, 86). Diferencias metodológicas, materiales de los componentes y la geometría de la conexión implante-pilar no posibilitan una comparación de los resultados con los estudios. El protocolo de medición aplicado, de acuerdo a lo desarrollado por Malaguti *et al* (74) basado en la medición de las dimensiones de los hexágonos por un sistema de no contacto, a diferencia de otros autores como Vigolo *et al* (56, 85, 86) quienes en su metodología utilizaron sistemas de contacto por lo que no pueden compararse los valores de MR del presente estudio. Alikhasi *et al* (87), reporta una metodología diferente para evaluar el MR mediante la utilización de una máquina de

medición por video. Los resultados por él encontrados, refieren que los pilares personalizados presentaron mayores valores de MR, diferente a los valores del presente estudio que no señalaron diferencias estadísticas significativas. Lo que significa, que el ajuste es similar comparando pilares prefabricados y personalizados. Los pilares CAD/CAM parecen tener un ajuste comparable con los pilares prefabricados en el sistema de implante evaluado, similar a lo reportado por Hamilton (88).

El presente estudio aplicó la expresión matemática con los datos obtenidos por medio de dos instrumentos de medición para obtener la distancia promedio entre caras del hexágono (D), el espacio entre los componentes hexagonales del implante y el pilar (C) y el radio del implante (R). Aunque en este estudio no fueron encontradas diferencias significativas en el MR de los pilares AC y DC, si se encontraron alteraciones en la textura superficial de las superficies contactantes, especialmente en la plataforma del implante.

El MR AC estuvo dentro del límite de 5° reportado como aceptable clínicamente, pero el valor obtenido fue diferente dependiendo del método de medición utilizado, con valores absolutos máximos de 3,48° para el método de estéreo y de 6,05° para Inventor®, pero con un promedio de 2,08° para estéreo y 4,20° para Inventor®. Los mayores valores se presentaron en los pilares de zirconia.

Los valores absolutos máximos de MR DC fue de 2,98° para el método de estéreo y de 5,16° para el método de Inventor®, con un promedio de 4,20° para estéreo y de 3,39° para Inventor®. Los mayores valores se presentaron en los pilares Zi-Real®.

Los valores de MR antes de ciclado y después de ciclado no permitieron comparación debido a inconsistencia en el posicionamiento del pilar en el momento de la microfotografía. Los valores de MR después de ciclado fueron menores que los valores absolutos antes de ciclado. La causa para estos resultados después de ciclado no solo fue el posicionamiento del pilar sino la presencia de deformaciones plásticas en la conexión que restringen el movimiento rotacional.

Los pilares de zirconia son maquinados antes de la sinterización, lo que resulta en contracción de la cerámica en un 20-25%. El sinterizado puede incrementar el espacio entre los componentes, por distorsión de las dimensiones de los hexágonos influenciando el MR de la conexión. En el presente estudio, la variación en el RM en los pilares puede ser consecuencia de las alteraciones en las dimensiones de los pilares, no solo por la contracción por sinterización de la zirconia sino por variables como el proceso de escaneado y maquinado realizado por los fabricantes. Baldassarri *et al* (61), reportó resultados similares aunque de discrepancias marginales en la interfase, encontrando la mayor discrepancia en los pilares de zirconia y explicó las diferencias encontradas como resultado de las mismas variables ya mencionadas.

Independientemente del sistema de implantes, siempre tanto los implantes como los pilares son aditamentos mecanizados que resultan en una discrepancia entre los componentes. Por lo tanto la variabilidad de C-Gap influye en el MR de la conexión, con un R^2 de 89% antes de ciclado y un R^2 de 99,77% después de ciclado.

5.4 Significancia clínica

No hay reportes clínicos sobre los mecanismos de desgaste en la interfase, únicamente reportes in vitro (11, 82) de los posibles escenarios clínicos. Estos estudios, mostraron in vitro patrones de desgaste en sistemas de conexión interna de diferente configuración geométrica. El presente estudio evaluó los patrones de desgaste en la conexión interna hexagonal. Cuantitativamente no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el ajuste mecánico de la conexión (valor- $P > 0,05$), pero cualitativamente se evidenciaron patrones de desgaste como la transferencia de metal y la deformación plástica.

El material de zirconia de los pilares, puede sufrir envejecimiento por pérdida de estructura que permite la exposición de cristales; cambiando de fase tetragonal a monoclínica a pesar de estar estabilizado con ytrio (27). La acción de las cargas y la presencia de humedad del medio oral o la atmósfera, permite la transformación lenta de los cristales a monoclínicos, lo que disminuye la resistencia mecánica del material (21, 26, 28, 89). En contraposición, Prisco *et al* (90), no encontraron diferencias significativas en los valores del movimiento rotacional de pilares de zirconia sometidos a envejecimiento artificial. El proceso de sinterización puede resultar en inconsistencias en las dimensiones del hexágono, afectando la exactitud en el ajuste de los pilares de zirconia (87). En contraposición a lo reportado por Kanno *et al* (58) quien afirmó que no afecta la precisión del ajuste en la interfase.

El desgaste produce daño superficial después de ser sometidos a cargas cíclicas, pérdida de material, microfracturas en la zona de contacto, disminución de las dimensiones y pérdida de tolerancias. El desgaste adhesivo observado por la transferencia de metal a la zirconia, fue resultado de la presión de las asperezas de la zirconia con el titanio, produciendo rompimiento de los enlaces y deformación plástica de las asperezas; la superficie en la que se adhiere el material aumenta de rugosidad. Este fenómeno puede ocasionarse por la distribución de esfuerzos entre los componentes. Si el pilar y el implante son del mismo material (titanio), con el mismo módulo de elasticidad, la energía de deformación será distribuida entre los dos componentes de igual manera. Si uno de los materiales tiene un diferente módulo de elasticidad, la distribución de la energía de deformación cambia (4, 82). El desgaste adhesivo es proporcional a la carga y al deslizamiento pero inversamente proporcional a la dureza. El implante de titanio tiene menor resistencia al desgaste comparado con la zirconia. La utilización de recubrimientos

mejorarían la resistencia al desgaste de la aleación de titanio(91), así como la resistencia a la corrosión (92) y de esta manera mejorar las propiedades tribológicas del material.

Las ondulaciones evidenciadas en la superficie de algunos pilares de zirconia, son producidas por vibraciones de baja frecuencia durante el maquinado, por pérdida de tolerancias de la maquina o pieza, o por un tratamiento térmico inadecuado. Por lo tanto, es necesario un manejo adecuado de la parametrización en la programación de los sistemas CAD/CAM para asegurar el adecuado ajuste entre los componentes.

Las partículas de desgaste o residuos, representan una pérdida de exactitud geométrica de las piezas que entran en contacto con elementos móviles y el contacto con la asperezas; no es claro si dichas partículas pueden migrar a los tejidos blandos y crear un tatuaje de partículas de titanio (11) o incluso llegar a ocasionar metalosis (25).

Aunque el mecanismo de falla por fatiga no es influenciado por las condiciones de humedad (93), la relación en la interfase puede verse modificada cuando el ensamble pilar implante es sometido a carga en un ambiente húmedo, como lo es la cavidad oral y los patrones de desgaste pueden variar. Un ambiente húmedo puede incrementar o reducir la cantidad de desgaste comprado con el ensayo en seco (11). Se necesitan más estudios para determinar la relación entre el desgaste y la humedad, la cual actuaría como lubricante en el biotribosistema.

No obstante, en el mercado están disponibles pilares personalizados fabricados con diferentes CAD/CAM. Los materiales utilizados en su fabricación pueden variar en la composición química y en las propiedades físicas y mecánicas. Adicionalmente, las variaciones en la tolerancia de maquinado, tales como estado de la herramienta, montaje del bloque de material y el tipo de fresa resultaran en desajustes en la interfase implante-pilar. El daño inducido por maquinado disminuye la vida útil del aditamento. Para obtener $RM < 5^\circ$ la discrepancia entre componentes (C-gap), debe ser menor de $30\mu\text{m}$.

Existen falencias metodológicas en nuestro medio, por lo cual es necesario desarrollar instrumentos y protocolos metodológicos para el análisis cualitativo y cuantitativo del movimiento rotacional y el desgaste adhesivo, y poder extrapolar los resultados a la realidad clínica. El uso de un dispositivo de ensayo mecánico para la simulación in vitro de la función oral, con un ensamble implante-pilar sometido a cargas cíclicas permite simular lo que podría pasar en la boca de un paciente, teniendo en cuenta las limitaciones que existen para extrapolar los resultados a la clínica.

En resumen, la hipótesis que los pilares de zirconia ajustan mecánicamente mejor que los pilares de titanio se rechaza desde el punto de vista estadístico. Los RM de los

pilares de zirconia y titanio analizados en el estudio no presentaron diferencias estadísticamente significativas (p -value= 0.0648) a pesar de que se utilizaron dos métodos de medición del MR. Los valores absolutos de MR con el estéril fueron menores que los obtenidos con el inventor®, independiente del momento de ciclado (p -value=0,001). Si hay cambios cualitativos resultado del desgaste por adhesión o por deformación plástica en las superficies en contacto en la interfase implante-pilar. Los cambios en la interfase cuantitativamente fueron significativos respecto a transferencia de metal en los pilares de zirconia.

No son claras las implicaciones clínicas de los resultados, por las limitaciones experimentales para la extrapolación de los resultados a la restauración implanto soportada. Son necesarios estudios futuros que evalúen la interacción de los materiales en la interfase implante-pilar con diferentes configuraciones geométricas de la conexión y bajo ambientes controlados de humedad.

6. Conclusiones y recomendaciones

6.1 Conclusiones

Dentro de las limitaciones del presente estudio se pueden establecer las siguientes conclusiones.

- La metodología utilizada en la cuantificación del desgaste adhesivo es confiable.
- Las imágenes de microscopio óptico y MEB permitieron evidenciar alteraciones estructurales en la plataforma del implante después de la aplicación de carga cíclica, tales como desgaste adhesivo y deformaciones plásticas.
- El desgaste adhesivo en la interfase implante-pilar es evidente por la transferencia de metal (Ti) en el pilar de zirconia, debido a la mayor rugosidad de la superficie de la zirconia comparada con el titanio. Valores Sdr promedio máximos de rugosidad mayor que la del titanio: 77,21% Vs 1,71%.
- La cantidad de transferencia de metal en el pilar de zirconia es mayor en la plataforma (4,09%) que en los lados del hexágono (2,88%).
- Los implantes de titanio ensamblados con pilares de titanio, presentaron cualitativamente menor desgaste por deformación plástica que los implantes ensamblados con pilares de zirconia.
- No fueron encontradas diferencias significativas en los valores absolutos del movimiento rotacional (MR) de los diferentes pilares, independiente de si fueron sometidos a ciclado o no.
- El movimiento rotacional entre los componentes implante-pilar no evidenció diferencias significativas para los componentes fabricados en línea y los personalizados elaborados con diferentes CAD/CAM.
- Las tolerancias de fabricación pueden ser determinadas por el técnico o por estándares técnicos. En los pilares obtenidos por fabricación CAD/CAM se hace necesario un control de las condiciones de fabricación.

- Para obtener $RM < 5^\circ$ la discrepancia entre componentes (C-Gap) no debe ser mayor de $30\mu\text{m}$.
- Se encontró correlación significativa entre C-gap y MR con un R^2 de 89% antes de ciclado y un 99% después de ciclado.
- No se encontró correlación significativa entre rugosidad y MR, ni entre transferencia de metal y rugosidad. $R^2 <$ de 5%.

6.2 Recomendaciones

Existen falencias metodológicas en nuestro medio, por lo cual es necesario desarrollar instrumentos y protocolos metodológicos para el análisis cualitativo y cuantitativo del movimiento rotacional y el desgaste adhesivo y poder validar los resultados obtenidos in vitro y extrapolar a la realidad clínica.

Son necesarios estudios futuros que evalúen la interacción de los materiales en la interfase implante-pilar con diferentes configuraciones geométricas de la conexión y bajo ambientes controlados de humedad que simulen la saliva.

Es necesario investigar, si el desgaste en la interfase es autolimitante o es un fenómeno que aumenta continuamente con el tiempo. Esto puede ser realizado aumentando el tamaño de la muestra y evaluando a mayor número de ciclos.

Evaluar el torque de los tornillos de fijación antes y después de ser sometidos los ensambles implante-pilar a carga cíclica.

Seguimiento completo de las etapas del proceso de fabricación de los pilares personalizados y su influencia en la calidad de los componentes.

Desarrollar mejores herramientas para entender y validar los resultados obtenidos en laboratorio y extrapolarlos a la clínica.

Incentivar la investigación interdisciplinaria como esta, que faciliten la creación de nuevo conocimiento en el área de la Implantología y de esta manera fortalecer las líneas de investigación en biomecánica y materiales dentales.

A. Anexo: Estadística de soporte

Tabla A-1. Tabla ANOVA para microdureza zirconia presinterizada y sinterizada

ANOVA para microdureza de Zirconia		
Material	Razón F	Valor-P
Presinterizada	33,74	0,0000
Sinterizada	1,31	0,2841

Figura A-1. Difractograma comparativo de zirconia cruda (rojo), zirconia sinterizada T1, T2 y T3 (azul, verde y gris respectivamente).

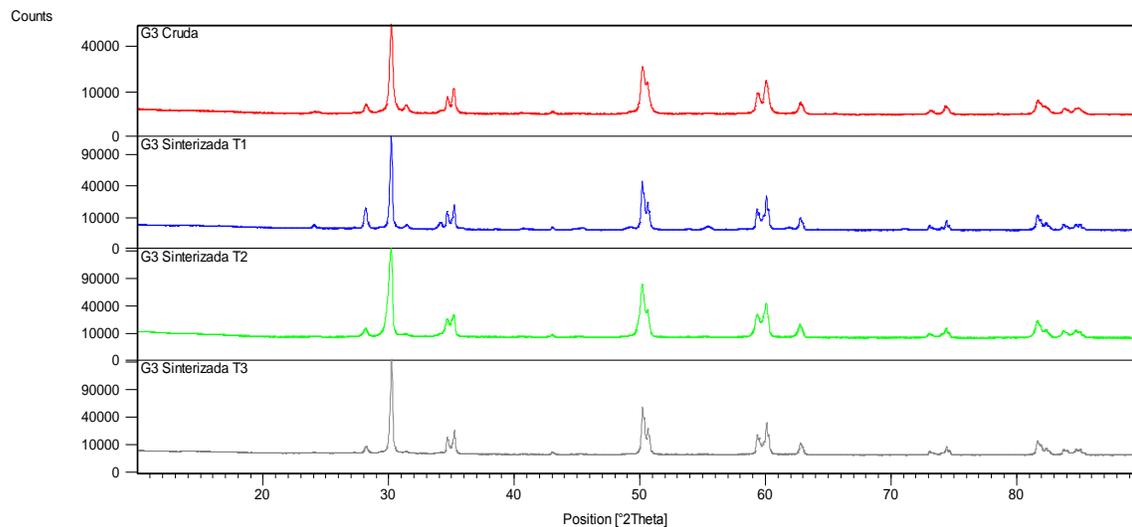


Tabla A-2 Composición química obtenida por Fluorescencia de Rx de muestras de zirconia presinterizada.

Elementos composición química zirconia presinterizada				
Elemento	ZP1 (%)	ZP2 (%)	ZP3 (%)	ZP4 (%)
Zr	92,483	92,81	92,135	91,012
Y	5,364	4,552	5,285	5,62
Hf	1,895	2,549	2,445	2,406
Na				0,591
Al	0,138			0,291
Mg	0,12	0,088	0,135	0,08

Tabla A-3. Composición química obtenida por Fluorescencia de Rx de muestras de zirconia sinterizada.

Elementos composición química zirconia sinterizada				
Elemento	ZS1 (%)	ZS2 (%)	ZS3 (%)	ZS4 (%)
Zr	92,269	91,377	92,361	91,163
Y	5,166	5,526	5,239	5,465
Hf	2,317	2,768	2,307	2,51
Na		0,202		0,517
Al	0,128			0,124
Si				0,128
Mg	0,12	0,128	0,092	0,092

Figura A-2. Gráfico de carta de observaciones individuales del parámetro Sdr de pilares.

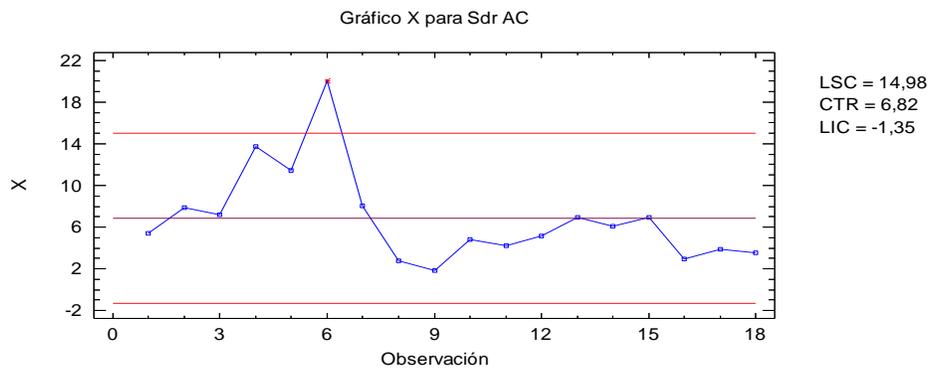


Figura A--3. Gráfico de control de por grupo de pilares del parámetro Sdr AC.

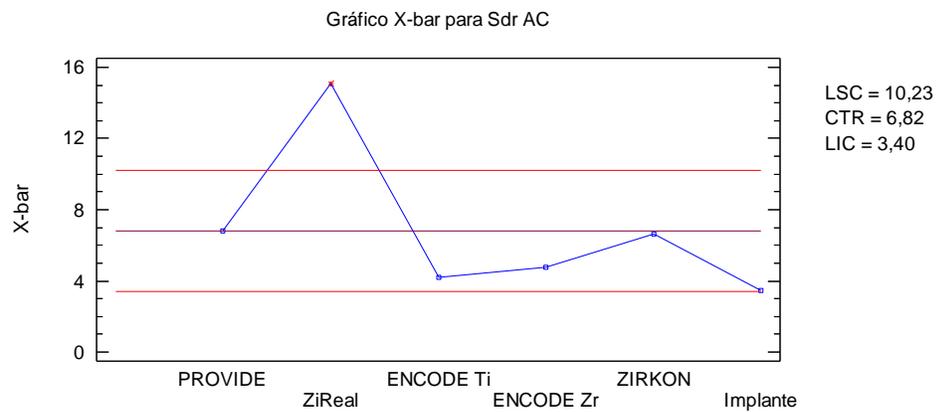


Tabla A-4. Tabla ANOVA de rugosidad en la plataforma AC.

Rugosidad lado hexágono AC		
Parámetro	ANOVA	
	Razón-F	Valor-P
Sz	9,79	0,0129
Sdr	3,33	0,1066

Tabla A--5. ANOVA de parámetros de rugosidad Sz y Sdr AC y DC en el lado del hexágono.

	Razón-F	Valor-P
Sz AC	1,68	0,2142
Sdr AC	9,76	0,0007
Sz DC	1,88	0,1242
Sdr DC	1,47	0,1337

Figura A-4. Gráfico caja y bigotes de parámetro Sdr AC en el lado del hexágono.

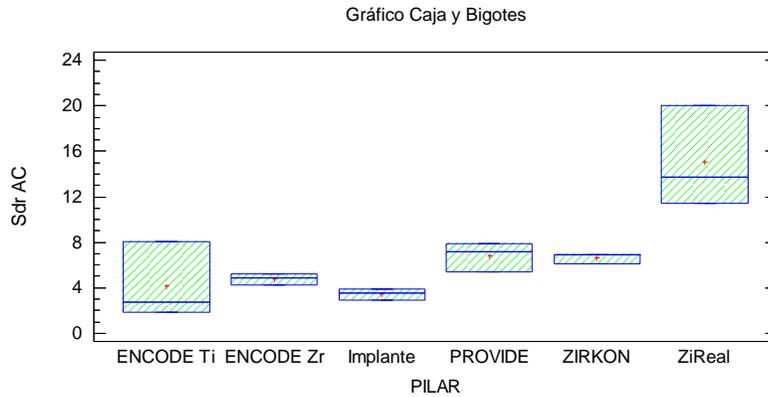


Figura A-5. Gráfico caja y bigotes de la RM por método de medición AC.

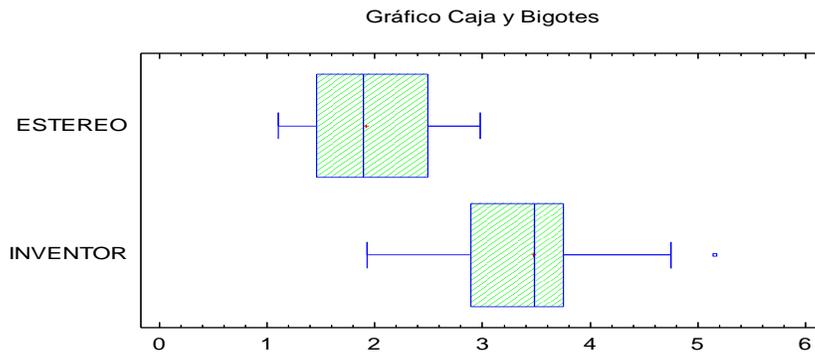


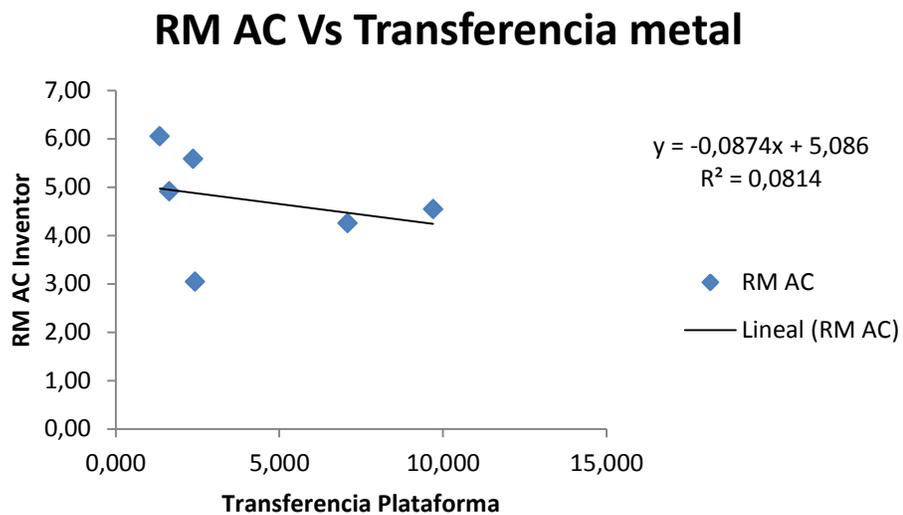
Tabla A-0-6. Tabla de comparación de medias por área de transferencia en pilares de zirconia.

Comparación de medias por área de transferencia		
Área	Valor-P	IC Diferencia entre medias
Plataforma	0,811428	(-7,89686; 9,49286)
Lado	0,71104	(-2,41118; 3,21785)
Hexágono	0,384427	(-3,107; 6,47434)

Tabla A--7. Tabla resumen de porcentajes de transferencia de metal en pilares de zirconia.

Porcentajes de transferencia de metal por área de pilar de zirconia analizada			
<i>Material</i>	<i>Plataforma %</i>	<i>Hexágono %</i>	<i>Lado Hexágono %</i>
Encode® zirconia	4,49	4,50	3,61
Zirkonzahn®	3,69	2,82	2,15

Figura A-6. Regresión lineal entre el movimiento rotacional (RM AC) y la transferencia de metal.



B. Anexo: Referencias de aditamentos

Tabla B-1. Referencias de implantes y aditamentos utilizados en el estudio.

Implantes y Aditamentos Protésicos			
Aditamento	Referencia	Lote	Cantidad
NT CERT OSSEOTITE®	INT411	2012051145/2012090971	15
Certain® Gold-Tite® Hexed screw	IUNIHG	1058708/1083297/1141547/877223	9
Certain® ZiReal® POST Gold Tite®	IZSHG	1137419-5/1188650-5	3
BellaTek™ Zirconia Gold-Tite® screw	ICZGS	1120331	3
Certain® Provide™ Abutment	IPA4455	1056751/845973	3
Certain® ZiReal™ POST	ICAM454K	1080107/1165965	3
BellaTek™ Lab Designed Abutment	EDAX	1142645	3
BellaTek™ Lab Zirconia Abutment	EDAX	1142662	3
ZIRKONZAHN	NA*	NA	3

* Pilares elaborados de acuerdo a solicitud de pedido

Bibliografía

1. Yung-Ting H, Jia-Hui F, Al-Hezaimi K, Hom-Lay W. Biomechanical Implant Treatment Complications: A Systematic Review of Clinical Studies of Implants with at Least 1 Year of Functional Loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(4):894-904.
2. Park IS, Won SY, Bae TS, Song KY, Park CW. Fatigue Characteristics of Five types of Implant-Abutment Joint Designs. *Met Mat International*. 2008;14(2):133 - 8.
3. Brodbeck U. The ZiReal Post: A New Ceramic Implant Abutment. *J Esthet Restor Dent* . 2003;15(1):10-24.
4. 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*. 2012;40(6):467-74.
5. Narang P, Gupta H, Arora A, Bhandari A. Biomechanics of implant abutment connection: A Review. *Indian J Stomatol*. 2011;2(2):113-6.
6. Freitas Jr AC, Bonfante EA, Rocha EP, Silva NRFA, Marotta L, Coelho PG. Effect of implant connection and restoration design (screwed vs. cemented) in reliability and failure modes of anterior crowns. *Eur J Oral Sci*. 2011;119(4):323-30.
7. Park JK, Choi JU, Jeon YC, Choi KS, Jeong CM. Effects of abutment screw coating on implant preload. *J Prosthodont*. 2010;19(6):458-64. Epub 2010/05/12.
8. Karl M, Taylor TD. Effect of Material Selection on the Passivity of Fit of Implant-Supported Restorations Created with Computer-Aided Design/Computer-Assisted Manufacture. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(4):739-45.
9. Karl M, Graef F, Wichmann M, Krafft T. Passivity of fit of CAD/CAM and copy-milled frameworks, veneered frameworks, and anatomically contoured,

zirconia ceramic, implant-supported fixed prostheses. *J Prosthet Dent.* 2012;107(4):232-8.

10. Semper W, Kraft S, Kruger T, Nelson K. Theoretical Considerations: Implant Positional Index Design. *J Dent Res.* 2009;88(8):725-30.

11. Klotz MW, Taylor TD, AJ. G. Wear at the titanium-zirconia implant-abutment interface. A Pilot Study.: *Int J Oral Maxillofac Implants*; 2011. p. 970-5.

12. Caglar A, Bal BT, Karakoca S, Aydin C, Yilmaz H, Sarisoy S. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Titanium and Yttrium-Stabilized Zirconium Dioxide Abutments and Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(5):961-9.

13. Wu T, Liao W, Dai N, Tang C. Design of a custom angled abutment for dental implants using computer-aided design and nonlinear finite element analysis. *J Biomechan.* 2010;43(10):1941-6.

14. Binon PP. The Effect of Eliminating Implant/Abutment rotational Misfit on Screw Joint Stability. *Int J Prosthodont.* 1996;9:511-9.

15. Gehrke P, Dhom G, Bruner J, Wolf D, Degidi M, Piatelli A. Zirconium implant abutments: Fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening. *Quintessence Int.* 2006;37:41-8.

16. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent.* 2003;90(2):121-32.

17. Tan KB, Nicholls JI. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment systems. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001;16(3):367-77.

18. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hammerle CHF, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20:4-31.

19. Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY. Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. *J Prosthodont.* 2009;18(1):17-22. Epub 2009/01/27.

20. Yuzugullu B, Avci M. The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2008;10(2):113-21.

21. Glauser R, SI WA, Studer S, Schibili M, Scarer P. Experimental Zirconia abutments for implant-supported tooth restorations in esthetically demanding regions: 4 year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont.* 2004;17(3):285-90.
22. Gomes AL, Montero J. Zirconia implant abutments: A review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2011;16(1):E50-5.
23. The Glossary of Prosthodontic Terms. *J Prosthetic Dent.* 2005;94(1):10-92.
24. Bayer RG. *Mechanical Wear Fundamentals and Testing.* Second Edition ed. New York, EEUU: Marcel Dekker; 2004.
25. Kanbara T, Yajima Y, Yoshinari M. Wear behavior of tetragonal zirconia polycrystal versus titanium and titanium alloy. *Biomed Mater.* 2011;6(2):021001.
26. Hisbergues M, Vendeville S, P V. Review. Zirconia: Established Facts and Perspective for a Biomaterial in Dental Implantology. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009;88 B:519- 29.
27. Cristache CM, Burlibasa M, Cristache G, Drafta S, Popovici IA, Iliescu AA, et al. Zirconia and its biomedical applications. *Metal Int.* 2011;16(7):18-23.
28. Alfarsi M, HM O, Bickel M. CAD/CAM to fabricate ceramic implant abutments and crowns: a preliminary in vitro study. *Aust Dent J.* 2009;54(1):12-6.
29. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: An in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(6):793-8.
30. Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Örtengren U. Zirconia as a Dental Implant Abutment Material: A Systematic Review. *Int J Prosthodont.* 2010;23(4):299-309.
31. Davidowitz GK. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am.* 2011;55(3):559-70.
32. Karatasli OK, Capa N, E K. Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by computer aided manufacturing systems. *Dent Mater.* 2011;30(1):97-102.
33. Kapos T, Ashy LM, Gallucci GO, Weber H-P, Wismeijer D. Computer-Aided Design and Computer-Assisted Manufacturing in Prosthetic Implant Dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24:110-7.

34. Blatz MB, Bergler M, Holst S, Block MS. Zirconia Abutments for Single-Tooth Implants-Rationale and Clinical Guidelines. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67(11):74-81.
35. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2010;37(8):641-52.
36. Koutayas S, Vagkopoulou T, Pelekanos S, Koidis P, Strub J. Zirconia in dentistry. Part 2. Evidence-based Clinical Breakthrough. *Eur J Esthet Dent.*4(4):348-80.
37. Yildirim M FH, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant supported all ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 2003;90(4):325-31.
38. Butz F HG, Okutan M, Strub JR. Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutment after chewing simulation. *J Oral Rehabil.* 2005;838-43.
39. Rocha EP AR, Freitas AC et al. Mechanical behavior of ceramic veneer in zirconia-based restorations: A 3-dimensional finite element analysis using microcomputed tomography data. *J Prosthet Dent.* 2010;105:14-20.
40. Freitas AC, Rocha EP, dos Santos PH, de Almeida EO, Anchieta RB. All-Ceramic Crowns Over Single Implant Zircon Abutment. Influence of Young's Modulus on Mechanics. *Implant Dent.* 2010;19(6):539-48.
41. Hjerpe J, Lassila LVJ, Rakkolainen T, Narhi T, Vallittu PK. Load-Bearing Capacity of Custom-Made Versus Prefabricated Commercially Available Zirconia Abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(1):132-8.
42. Kim S, Kim HI, Brewer JD, Monaco EA, Jr. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutments with CAD/CAM commercially fabricated zirconia implant abutments. *J Prosthet Dent.* 2009;101(4):226-30. Epub 2009/03/31.
43. Nothdurft FP, Doppler KE, Erdelt KJ, Knauber AW, Pospiech PR. Influence of artificial aging on the load-bearing capability of straight or angulated zirconia abutments in implant/tooth-supported fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(5):991-8. Epub 2010/09/24.
44. Nguyen HQ, Tan KB, Nicholls JI. Load Fatigue Performance of Implant-Ceramic Abutment Combinations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24:636-46.

45. Apicella D, Veltri M, Balleri P, Apicella A, Ferrari M. Influence of abutment material on the fracture strength and failure modes of abutment-fixture assemblies when loaded in a bio-faithful simulation. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22(2):182-8.
46. Zipprich H, Weigl P, Lange B, Lauer H-C. Micromovements at the Implant-Abutment Interface: Measurements, Causes and Consequences. *Implantologie.* 2007;15(1):31-46.
47. Vianna Cde A, Delben JA, Barão VA, Ferreira MB, dos Santos PH, Assunção WG. Torque Stability of Different Abutment Screws Submitted to Mechanical Cycling. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(5):e209.
48. Basilio Mde A, Butignon LE, Arioli FJ. Effectiveness of Screw Surface Coating on the Stability of Zirconia Abutments After Cyclic Loading. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(5):1061-7.
49. Jorge JR, Barao VA, 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.* 2013;28(2):415-22. Epub 2013/03/26.
50. Khraisat A, Baqain ZH, Smadi L, Nomura S, Miyakawa O, Elnasser Z. Abutment rotational displacement of external hexagon implant system under lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2006;8(2):96-9. Epub 2006/06/16.
51. Hecker DM, Eckert SE, Choi YG. Cyclic loading of implant-supported prostheses: Comparison of gaps at the prosthetic-abutment interface when cycled abutments are replaced with as-manufactured abutments. *J Prosthet Dent.* 2006;95(1):26-32.
52. Kerstein RB, Radke J. A Comparison of Fabrication Precision and Mechanical Reliability of 2 Zirconia Implant Abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23(6):1029-36.
53. Semper W, Kraft S, Kruger T, Nelson K. Theoretical Optimum of Implant Positional Index Design. *J Dent Res.* 2009;88(8):731-5.
54. Rack A, Rack T, Stiller M, Riesemeier H, Zabler S, Nelson K. In vitro synchrotron-based radiography of micro-gap formation at the implant-abutment interface of two-piece dental implants. *J Synchrotron Radiat.* 2010;17:289-94.

-
55. Garine WN, Funkenbusch PD, Ercoli C, Wodenscheck J, Murphy WC. Measurement of the rotational misfit and implant-abutment gap of all-ceramic abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(6):928-38.
56. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An in vitro evaluation of ZiReal abutments with hexagonal connection: In original state and following abutment preparation. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20(1):108-14.
57. Aramouni P, Vigolo P, Majzoub Z, Zebouni E, Salameh Z, Almas K. Evaluation of Rotational Freedom of In-Ceram Ceramic Blank Abutments Before and After Infiltration. *Implant Dent*. 2010;19(1):50-6.
58. Kanno T, Milleding P, Wennerberg A. Topography, microhardness, and precision of fit on ready-made zirconia abutment before/after sintering process. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2007;9(3):156-65.
59. Assuncao WG, Delben JA, Tabata LF, Barao VAR, Gomes EA. Effect of Vertical Misfit on Screw Joint Stability of Implant-Supported Crowns. *J Mater Eng Perf*. 2011;20(6):947-51.
60. Baixe S, Fauxpoint G, Arntz Y, Etienne O. Microgap between zirconia abutments and titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(3):455-60. Epub 2010/06/18.
61. Baldassarri M, Hjerpe J, Romeo D, Fickl S, Thompson VP, Stappert CFJ. Marginal Accuracy of Three Implant-Ceramic Abutment Configurations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(3):537-43.
62. Torres JH, Mechali M, Romieu O, Tramini P, Callas S, Cuisinier FJG, et al. Development of a new quantitative gas permeability method for dental implant-abutment connection tightness assessment. *Biomed Eng Online*. 2011;10.
63. Kim KS, Lim YJ, Kim MJ, Kwon HB, Yang JH, Lee JB, et al. Variation in the total lengths of abutment/implant assemblies generated with a function of applied tightening torque in external and internal implant-abutment connection. *Clin Oral Implants Res*. 2011;22(8):834-9. Epub 2011/01/05.
64. Leutert CR, Stawarczyk B, Truninger TC, Hämmerle CHF, Sailer I. Bending Moments and Types of Failure of Zirconia and Titanium Abutments with Internal Implant-Abutment Connections: A Laboratory Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(3):505-12.

65. Panza L, Boscatto N, Del Bel Cury AA. Evaluation of pre-tightening in abutments and prosthetic screws on different implant connections. *Rev Odonto Cienc.* 2010;25(3):292-5.
66. Truninger TC, Stawarczyk B, Leutert CR, Sailer TR, Hammerle CH, Sailer I. Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(1):12-8. Epub 2011/03/30.
67. Basic of Wear. [cited 2014 Enero 7]; Available from: www.stle.org/resources/lubelearn/wear.
68. Mesa Grajales DH. Principios de Tribología. Con énfasis en desgaste. Pereira: Universidad Tecnológica de Pereira; 2007.
69. International Standard Organization. ISO 25178-6 Geometrical product specifications (GPS)--Surface texture: Areal --Part 6: Classification of methods for measuring surface texture. Switzerland. 2010.
70. International Standard Organization. ISO 25178-2 Geometric Product specifications (GPS)- Surface texture: Areal -- Part 2: Terms, definitions and surface texture parameters. Switzerland. 2012.
71. Jimenez Balboa L. Prontuario de ajustes y tolerancias. Barcelona, España: Marcombo S.A; 1996.
72. Ma T, Nicholls JI, Rubenstein JE. Tolerance Measurements of Varios Implant Components. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12:371-5.
73. International Standard Organization. ISO 286-1 system of limits and fits - Part 1: bases of tolerances, deviations and fits. 1988.
74. Malaguti G, Denti L, Bassoli E, Franchi I, Bortolini S, Gatto A. Dimensional tolerances and assembly accuracy of dental implants and machined versus cast-on abutments. *Clin Implant Dent Related Res.* 2011;13(2):134-40. Epub 2009/08/18.
75. International Standard Organization. ISO 14801. Dentistry-Implants-Dynamic fatigue test for endosseous dental implants. Switzerland. 2007.
76. Vaquero-Aguilar C, Jiménez-Melendo M, Torres-Lagares D, Llena-Blasco O, Bruguera A, Llena-Blasco J, et al. Zirconia Implant Abutments: Microstructural Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(4):785-91.

77. Delben JA, Gomes EA, Barão VAR, Assunção WG. Evaluation of the Effect of Retightening and Mechanical Cycling on Preload Maintenance of Retention Screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(2):251-6.
78. Delben JA, Barao VA, Dos Santos PH, Assuncao WG. Influence of Abutment Type and Esthetic Veneering on Preload Maintenance of Abutment Screw of Implant-Supported Crowns. *J Prosthodont*. 2013. Epub 2013/06/04.
79. Karl M, Kelly JR. Influence of loading frequency on implant failure under cyclic fatigue conditions. *Dent Mater*. 2009;25(11):1426-32. Epub 2009/08/01.
80. Kim SK, Koak Y, Heo SJ, Taylor T, Ryoo S, Lee SY. Screw loosening with interchangeable abutments in internally connected implants after cyclic loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27:42-7.
81. Rocha SSd, Adabo GL, Henriques GEP, Nóbilo MAdA. Vickers hardness of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy submitted to heat treatments. *Braz Dent J*. 2006;17:126-9.
82. Stimmelmayer M, Edelhoff D, Guth JF, Erdelt K, Happe A, Beuer F. Wear at the titanium-titanium and the titanium-zirconia implant-abutment interface: A comparative in vitro study. *Dent Mater*. 2012;28(12):1215-20. Epub 2012/10/02.
83. Dhingra A, Weiner S, Luke AC, Ricci JL. Analysis of dimensional changes in the screw and the surface topography at the interface of a titanium screw and a zirconia abutment under cyclic loading: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(3):661-9. Epub 2013/06/12.
84. Tan BF, Tan KB, Nicholls JI. Critical Bending Moment of Implant-Abutment Screw Joint Interfaces: Effect of Torque Levels and Implant Diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19:648-58.
85. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An in vitro evaluation of titanium, zirconia, and alumina Procera abutments with hexagonal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(4):575-80.
86. Vigolo P, Fonzi F, Majzou Z, Cordioli G. Evaluation of gold-machined UCLA-type abutments and CAD/CAM titanium abutments with hexagonal external connection and internal connection. *J Prosthet Dent*. 2008;100(1):10.
87. Alikhasi M, Monzavi A, Bassir SH, Naini RB, Khosronedjad N, Keshavarz S. A Comparison of Precision of Fit, Rotational Freedom, and Torque Loss with Copy-Milled Zirconia and Prefabricated Titanium Abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(4):996-1002.

88. Hamilton A, Judge RB, Palamara JE, Evans C. Evaluation of the Fit of CAD/CAM Abutments. *Int J Prosthodont.* 2013;26(4):370.
89. Yoshikawa N, Kikuchi A, Taniguchi S. Tetragonal to monoclinic transformation in Y-TZP joined with metallic materials. *J Mater Sci.* 1999;34:5885-91.
90. Prisco R, Santagata M, Vigolo P. Effect of aging and porcelain sintering on rotational freedom of internal-hex one-piece zirconia abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(4):1003-8. Epub 2013/07/23.
91. Durdu S, Usta M. The tribological properties of bioceramic coatings produced on Ti6Al4V alloy by plasma electrolytic oxidation. *Ceram Int.* 2013.
92. Kim W-G, Choe H-C. Effects of TiN coating on the corrosion of nanostructured Ti-30Ta-xZr alloys for dental implants. *Applied Surf Sci.* 2012;258(6):1929-34.
93. Lee CK, Karl M, Kelly JR. Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research. *Dent Mater.* 2009;25(11):1419-25. Epub 2009/08/04.