

**COMPORTAMIENTO IN VITRO DE BASES DE TITANIO DE 4MM CEMENTADAS A
CORONAS MONOLÍTICAS DE ZIRCONIO DE 11MM Y 14MM DEL SECTOR
ANTERIOR, SOMETIDAS A TERMOCICLADO Y CARGAS OBLICUAS**

AUTORES

**JHON ERICK BALETA NOVOA
PAULA CRISTINA RINCÓN MAZZEI**

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

UNICOC

ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA

POSTGRADO EN PROSTODONCIA

BOGOTA DC, 2020

**COMPORTAMIENTO IN VITRO DE BASES DE TITANIO DE 4MM CEMENTADAS A
CORONAS MONOLÍTICAS DE ZIRCONIO DE 11MM Y 14MM DEL SECTOR
ANTERIOR, SOMETIDAS A TERMOCICLADO Y CARGAS OBLICUAS**

AUTORES

JHON ERICK BALETA NOVOA
PAULA CRISTINA RINCÓN MAZZEI

ASESOR CIENTÍFICO

Dr. Andrés Pena
Odontólogo Especialista en rehabilitación oral
Universidad Javeriana

ASESORA METODOLOGICA

Dra. Inés Amparo Revelo Mejía
Odontóloga, Magister en Administración de salud

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA UNICOC
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO EN PROSTODONCIA
BOGOTA D.C. 2020**

INDICE

	Pág.
INTRODUCCION	1
1. ASPECTOS TEORICOS	3
1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	3
1.1.1. Descripción	3
1.1.2. Formulación	7
1.2. JUSTIFICACION	7
1.3. MARCO TEORICO	9
1.4. OBJETIVOS	16
1.4.1. General	16
1.4.2. Específicos	17
2. ASPECTOS METODOLOGICOS	18
2.1. TIPO DE ESTUDIO	18
2.2. POBLACION DE ESTUDIO	18
2.3. VARIABLES	18
2.4 PROCEDIMIENTO	18
2.5 ANALISIS ESTADISTICO	25
3. RESULTADOS	26
4. DISCUSION	28
5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	31
BIBLIOGRAFIA	

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Imagen 1: Diseño de coronas	19
Imagen 2: Confección del cubo	20
Imagen 3: Dispositivo universal de prueba	20
Imagen 4: Eliminación de residuos con alcohol	21
Imagen 5: Aplicación de acondicionador universal	22
Imagen 6: Aplicación de adhesivo universal	22
Imagen 7: Colocación de dispositivo de poli tetrafluoretileno y cemento	22
Imagen 8: Fijación de corona sobre Ti base, fotopolimerización y retiro de exceso	23
Imagen 9: Torque a 30N	23
Imagen 10: Coronas de 11mm y 14mm cementadas	24
Imagen 11: Termociclador	24
Imagen 12: Muestra sometida a carga en dispositivo de prueba universal	25
Tabla 1: Valores obtenidos posterior a pruebas	26
Grafica 1: Comparación de la variación de resistencia entre ambos grupos	27
Tabla 2: Tipos de fallas	27

RESUMEN

Introducción: La conexión implante pilar es la parte débil en termino de fuerzas mecánicas, debido al espesor reducido del material. Los pilares completamente cerámicos presentan una desventaja, fragilidad del material, en el área de la conexión debido a ángulos agudos y al menor espesor del material. Por ello, se modifica la morfología del pilar, cambiando la zona débil, por un material que evite su ruptura como lo es el titanio, dando inicio al concepto de base de titanio.

Objetivo: Comparar la resistencia de una base de titanio de 4 mm al cementar coronas monolíticas de zirconio de 11 mm y 14 mm de longitud, posterior a termo-ciclado y fuerzas oblicuas en el sector anterior

Metodología: el tipo de estudio es experimental con diseño in vitro. La población de estudio fueron 40 implantes de 10mm de longitud, plataforma de 3.75mm y conexión cónica, ubicados en un cubo de acrílico. 40 coronas monolíticas de circonio fresadas, divididas en 2 grupos, grupo 1 de 11mm de longitud y grupo 2 de 14mm de longitud. Las coronas fueron cementadas y posteriormente sometidas a termociclado y a cargas oblicuas.

Resultados: Las muestras sometidas a termociclado y carga en este estudio mostraron valores de falla para ambos grupos. Una carga promedio de 532,48 N con DE de 105,9 para las muestras de 11mm, y una carga promedio de 366,45 N con DE de 21 para las muestras de 14mm. El análisis de varianza muestra un p valor inferior al alfa de 0,05 ($p <$

0.05) en la variable máxima carga, se concluye que hay diferencias estadísticamente significativas, así como en la variable longitud.

Conclusión: Con base a los resultados obtenidos en el presente estudio y sus limitaciones se puede concluir que el uso de bases de titanio en el sector anterior es una opción viable que involucra estética y resistencia, esto siguiendo el protocolo de adhesión recomendado por el fabricante. Los resultados obtenidos superan los valores que se encuentran en la cavidad oral, que, comparándolos con el trabajo de investigación anterior, hubo diferencias estadísticamente significativas entre tratamientos y entre longitudes coronales.

Palabras clave: Ti Base, base de titanio, inserto de titanio, corona monolítica de zirconio, conexión cónica, abutment híbrido, abutment de dos piezas.

ABSTRACT

Introduction: The abutment implant connection is the weak part in terms of mechanical forces, due to the reduced thickness of the material. Fully ceramic pillars have a disadvantage, fragility of the material, in the area of the connection due to acute angles and the lower thickness of the material. Therefore, the morphology of the abutment is modified, changing the weak zone, for a material that prevents its rupture such as titanium, starting the concept of titanium base.

Purpose: Compare the resistance of a 4 mm titanium base when cementing 11 mm and 14 mm long zirconium monolithic crowns, after thermo-cycling and oblique forces in the anterior sector.

Methodology: The type of study is experimental with in vitro design. The study population were 40 implants of 10mm in length, 3.75mm platform and conical connection, located in an acrylic cube. 40 milled zirconium monolithic crowns, divided into 2 groups, group 1 of 11mm in length and group 2 of 14mm in length. The crowns were cemented and subsequently subjected to thermocycling and oblique loads.

Results: Samples subjected to thermocycling and loading in this study showed fault values for both groups. An average load of 532.48 N with SD of 105.9 for 11mm samples, and an average load of 366.45 N with OD of 21 for 14mm samples. The analysis of variance shows a p value lower than the alpha of 0.05 ($p < 0.05$) in the maximum load variable, it is concluded that there are statistically significant differences, as well as in the variable length.

Conclusion: Based on the results obtained in the present study and its limitations, it can be concluded that the use of titanium bases in the previous sector is a viable option that involves aesthetics and resistance, this following the adhesion protocol recommended by the manufacturer. The results obtained exceed the values found in the oral cavity, which, comparing them with the previous research work, there were statistically significant differences between treatments and between coronal lengths.

Key words: Ti Base, titanium insert, monolithic zirconium crown, titanium, conical connection, two-piece abutment, hybrid abutment.

AGRADECIMIENTOS

Queremos extender nuestro agradecimiento al Dr. Andrés Peña por su colaboración científica durante todo el estudio. A MIS IMPLANTS por el suministro de los implantes y Ti Bases utilizados para las pruebas del estudio. A la Dra. Inés Amparo por direccionarnos en la escritura y desarrollo de esta tesis. A UNICOC por permitirnos formar parte de esta alma mater y formarnos como profesionales.

INTRODUCCION

La restauración dental implantosoportada es actualmente, un tópico común en la consulta odontológica con alta predictibilidad y supervivencia del 96%. En las primeras décadas de la Implantología, iniciadas por Branemark en 1952, el objetivo principal era lograr un proceso de oseointegración entre el titanio y el hueso, para así dar inicio al proceso restaurador, donde se inició el desarrollo de aditamentos, con el fin de crear una estructura exactamente igual a un diente.

Con la introducción del sistema CAD / CAM (Computer Aid Design/ Computer Aid Manufacturing) en 1971, no solo evolucionaron las medidas de adaptación pilar-implante, sino también los materiales dentales, introduciendo al mercado el zirconio, caracterizado por una resistencia flexural 900 – 1200 MPa, y por ser biocompatible. Su mayor ventaja, su adecuado comportamiento en restauraciones estéticas, evitando así la translucidez del color del pilar a través del periodonto.

Ha sido bien documentado que la conexión implante pilar es la parte débil en termino de fuerzas mecánicas, debido al espesor reducido del material en ambos componentes, específicamente, en la conexión interna. Los pilares completamente cerámicos presentan una desventaja, fragilidad del material, específicamente aquellos de zirconio al ser sometidos a carga cíclica donde la falla ocurre en el área de la conexión debido a ángulos agudos y al menor espesor del material. Por ello, se modifica la morfología del pilar, cambiando la zona débil, por un material que evite su ruptura como lo es el titanio, dando inicio al concepto de base de titanio también conocido en la literatura como *Ti base o inserto de titanio*.

Dentro de la clasificación en el sector estético de los pilares, se introducen pilares de zirconio, siendo una pieza de zirconio o de dos piezas, que consiste en un Ti Base cementado a una supraestructura de zirconio o de disilicato de litio. Con el desarrollo de este concepto se crean mecanismos estéticos en el sector anterior, pero se genera una nueva interfase, que necesita un cemento para unirse a su parte más coronal caracterizada por depender de la superficie de ambos materiales expuesta a la descementación. Sin embargo, se afirma que la base de titanio mejorara la resistencia a la fractura de los pilares de zirconio.

Por lo tanto, es importante tener en cuenta la longitud coronal, ya que puede afectar la supervivencia de las restauraciones. La longitud promedio del incisivo central superior es 10.23 mm, que contiene un espacio biológico periimplantar de 4 milímetros, también llamado contorno subcrítico, constituido por dos zonas: epitelio de unión (2 mm aproximadamente), y el resto compuesto por tejido conectivo.

La longitud de la corona clínica conforma el contorno crítico, al sumar ambos contornos, se tendría una restauración con un total de 11 a 14 milímetros, a ser rehabilitadas posiblemente con un Ti Base, con una altura coronal estándar de 4mm; actualmente se tiene poca información sobre la resistencia de esta unión ante estas longitudes coronales sometidas a cargas oblicuas, pero no como se comporta en un ambiente húmedo sometido a diferentes cargas, como lo es la cavidad oral. Por ello, este estudio tiene por objetivo comparar la resistencia de un Ti Base cementado a coronas monolíticas de zirconio (11mm y 14mm) sometidas a cargas oblicuas en el sector anterior y bajo termociclado.

1. ASPECTOS TEORICOS

1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1.1. Descripción

En la actualidad es importante una restauración estética en el sector anterior, ya que es común en este tipo de restauraciones, las recesiones marginales o la translucidez de la encía dependiendo del biotipo periodontal. Torabinejad y col. 2007

La longitud promedio del incisivo central superior es 10.23 mm (Nissan y col. 2011). Según Gehrke y col. 2015 el contorno subcrítico está conformado por epitelio de unión y tejido conectivo (aproximadamente de 3mm) (Judgar 2014), por consiguiente, se puede considerar que una corona implanto-soportada rehabilitada en el sector anterior mide 14mm de longitud aproximadamente, la cual puede ser rehabilitada con diversidad de pilares.

Los pilares completamente cerámicos presentan como inconveniente, fragilidad del material, específicamente aquellos de zirconio al ser sometidos a carga cíclica fallando en el área de la conexión (Sailer y col. 2009).

Los Ti-Base surgen como una solución a la fractura de la conexión de los pilares estéticos de zirconio, ya que estos suplementan el área en cuestión por una base de titanio que otorga mayor resistencia (Elsayed y col 2017; Rosentritt y col 2015).

Diferentes estudios proponen dos vertientes para lograr dicho proceso, restauraciones cementadas y atornilladas. En términos de cementación, todas las restauraciones cerámicas son grabadas con ácido en su superficie interna para la posterior colocación

del silano, que permite la unión entre cerámica y cemento. En el caso del circonio, por no tener matriz vítrea no permite ser grabado, por lo que puede presentar fallas de descementación y microfiltración. La fuerza de adhesión decrece luego de tratamientos de termociclado (Jung-Jin Lee y col. 2015). En términos de restauraciones atornilladas las cargas cíclicas de la masticación en un número determinado, dictaminan el tiempo exacto de durabilidad de la restauración en el medio bucal, ya que son propensas a fracturas, en este caso por presentar cargas perpendiculares al eje longitudinal del diente (Fenner y col. 2016).

A pesar del alto empleo clínico, no es suficiente la información científica, in vitro y clínica, disponible sobre el comportamiento de pilares de circonio que incluyen en su diseño una base de titanio como conexión metálica (Gehrke P y col. 2014; Rosentritt y col. 2015), igualmente, la literatura científica que describa el empleo del Ti-base de conexión cónica (Elsayed y col. 2017; Peña y col 2017), , cuando este es cementado a estructuras monolíticas de circonio con dos longitudes diferentes, siendo sometidos a termo-ciclado y carga oblicua.

Diferentes estudios proponen dos vertientes para lograr dicho proceso, restauraciones cementadas y atornilladas. Las restauraciones atornilladas o cementadas en posición ideal, deben lograr una buena estética (Michalakis K y col. 2003), sin embargo, ante limitaciones anatómicas se debate el uso de cada una. A través de la cementación de la restauración, se descarta el orificio oclusal, sin necesidad de cubrirlo con un material restaurador que puede ser susceptible al desgaste y por tanto no preserva un grado adecuado de contactos oclusales. Sin embargo, no es esta la principal desventaja de una corona cementada; el uso de agentes cementantes en espacios disminuidos, como

lo es el espacio biológico, puede generar residuos que producen en un futuro acumulación de placa bacteriana con consecuente mucositis y subsecuente periimplantitis (Gérard y col. 2001). Por el contrario, una restauración atornillada en ventaja permite ser desatornillados por parte del facultativo en caso de fractura o algún daño a la estructura coronal, sin necesidad de recurrir a situaciones de mayor complejidad.

La implantología oral iniciada por P.I Branemark buscaba lograr la oseointegración implante-hueso (Albrektsson y col. 1986), el cual se emplea como punto de fijación para la sustitución de una corona dental; luego se desarrollaron diversidad de aditamentos los cuales evolucionaron progresivamente en función de su desempeño mecánico, biológico y estético.

La longitud promedio del incisivo central superior es 10.23 mm (Nissan y col. 2011). Según Gehrke y col. 2015 el contorno subcrítico está conformado por epitelio de unión y tejido conectivo (aproximadamente de 3mm) (Judgar 2014), por consiguiente, se puede considerar que una corona implanto-soportada rehabilitada en el sector anterior mide 14mm de longitud aproximadamente, la cual puede ser rehabilitada con diversidad de pilares.

Una de estas opciones es el pilar metálico; el titanio es la aleación de elección en odontología debido a su alto grado de biocompatibilidad y sus excelentes propiedades biológicas y mecánicas (Andersson y col. 1995). Pero su desventaja es la traslucidez de dicho material principalmente en un biotipo periodontal delgado (Pedrola y col. 2008). Otra de las opciones es el pilar cerámico, creados a partir de los inconvenientes

ocasionados por pilares metálicos con visualización de la terminación del pilar a nivel gingival, cambio de color de la encía por la translucidez del metal en el biotipo periodontal delgado o visualización del pilar por retracción gingival (Pedrola y col. 2008). Diversos estudios destacan sus numerosas ventajas, Sailer I, Khraisat A, Suter A, Hämmerle C, exponiendo que este no produce cambio de color en la mucosa peri implantar en comparación con los pilares metálicos. Scarano y col. 2014, encontraron menor adhesión bacteriana en la superficie de pilares cerámicos, tales como el zirconio en comparación con el titanio.

Los pilares completamente cerámicos presentan un gran inconveniente, fragilidad del material, específicamente aquellos de zirconio al ser sometidos a carga cíclica falla en el área de la conexión, debido a ángulos agudos y al menor espesor del material; por ello, se modifica la morfología del pilar, cambiando la zona más débil, por un material que evite la ruptura como lo es el titanio, dando inicio al concepto de base de titanio (Sailer y col. 2009).

Los Ti-Base surgen como una solución a la fractura de la conexión de los pilares estéticos de zirconio, ya que estos suplementan el área en cuestión por una base de titanio que otorga mayor resistencia (Elsayed y col 2017; Rosentritt y col 2015).

Se ha reportado más fallas mecánicas que biológicas con el pasar del tiempo, después de la adaptación de la corona sobre el implante, por lo que se desarrollan sistemas alternativos que sugieren la optimización de manufactura ante fuerzas del medio bucal. Las cargas cíclicas de la masticación, en un número determinado dictaminan el tiempo exacto de durabilidad de la restauración en el medio bucal, en este caso

perpendicularmente al eje longitudinal del diente (Fenner y col. 2016). En términos de cementación, todas las restauraciones cerámicas son grabadas con ácido en su superficie interna para la posterior colocación del silano, agente de unión, que permite la unión entre cerámica y cemento. En el caso del circonio, por no tener matriz vítrea no permite ser grabado, por lo que puede presentar fallas de descementación y microfiltración. La fuerza de adhesión decrece luego de tratamientos de termociclado (Jung-Jin Lee y col. 2015).

A pesar del alto empleo clínico, no es suficiente la información científica, in vitro y clínica, disponible sobre el comportamiento de pilares de circonio que incluyen en su diseño una base de titanio como conexión metálica (Gehrke P y col. 2014; Rosentritt y col. 2015), igualmente, la literatura científica que describa el empleo del Ti-base de conexión cónica (Elsayed y col. 2017; Peña y col 2017), entre la bibliografía consultada, cuando este es cementado a estructuras monolíticas de circonio con dos longitudes diferentes, siendo sometidos a termo-ciclado y carga oblicua.

1.1.2. Formulación

¿Cuál es el comportamiento de bases de titanio de 4mm cementadas a coronas monolíticas de circonio de 11mm y 14mm sometidas a termo-ciclado y cargas oblicuas?

1.2 JUSTIFICACIÓN

Es poco el conocimiento sobre comportamiento mecánico de las estructuras compuestas por una base de titanio de 4mm de longitud y conexión cónica, cementada a un pilar de circonio, donde la longitud coronal es un factor crítico en el resultado final de la solución

protésica del sector anterior; también falente en la literatura el empleo de pilares híbridos corona/abutment.

Conocida la razón de falla del pilar completamente de zirconio a nivel de la conexión, ahora se investigan factores que puedan generar falla en el pilar sucesor, el Ti-base. Específicamente, se realiza esta investigación para establecer la resistencia in vitro bajo termo-ciclado y carga estática de un Ti-base al rehabilitarse con un pilar monolítico de circonio en dos longitudes, y tipo de falla predominante en cada caso, restando importancia al envejecimiento propio del circonio como lo reflejan múltiples autores (Ekfeldt y col 2011; 2016; Mühlemann y col 2014; Rosentritt y col 2015; Zembic y col 2015; Passos y col 2016) pero desconociéndose su resistencia cuando este es sometido a termo-ciclado, la cual se ve influenciada por un factor de temperatura y humedad, la cual incide en las propiedades del cemento resinoso dispuesto en la interfase titanio-circonio (Alsahhaf y col 2017).

Se inician estudios desde lo minúsculo, para indagar sobre principales características del mismo, y luego avanzar a lo complejo. Peña y col 2017, determinaron que la resistencia de un Ti.base ante cargas oblicuas y estáticas era de 550 N y 600 N en coronas monolíticas de circonio de 11mm y 14mm de longitud respectivamente, sin embargo estas no se sometieron a termo-ciclado. La investigación científica invitro es un indicativo de la durabilidad de una restauración cerámica y posibles factores causales de falla y/o éxito clínico (Strub 2003) donde la exposición a humedad, cambios térmicos y cargas es de mayor semejanza a un escenario clínico intraoral.

Por consiguiente, brindando seguridad y fiabilidad en el empleo clínico de bases de titanio.

Los resultados sumarán información a la corta base científica que describe el comportamiento del aditamento, pudiendo avalar o no su uso en investigaciones más cercanas a la realidad clínica, ya que se investigará solo la estabilidad in vitro de coronas monolíticas de zirconio de dos longitudes, sostenidas por un pilar cementable de titanio, de longitud standard y conexión cónica.

1.3. MARCO TEÓRICO

La estética se describe como, el arte donde se buscan parámetros de belleza y perfección con proporciones adecuadas y relaciones naturales, que hacen de la restauración un detalle invisible ante el ojo humano.

Principalmente las restauraciones implanto-soportadas juegan un rol importante en el bienestar del individuo, ofreciendo beneficios tanto estéticos como funcionales, y es por esto que los implantes han tenido un auge importante (Torabinejad y col. 2007). En las primeras décadas de la implantología iniciada por Branemark en 1952, el objetivo principal era lograr un proceso de oseointegración entre el titanio y el hueso (Albrektsson y col. 1986), para así posteriormente iniciar el proceso restaurador, desarrollándose aditamentos o pilares que cambiaron múltiples veces buscando el comportamiento ideal mecánico, biológico y estético.

Los primeros pilares fabricados en aleaciones metálicas coladas, con insuficiente exactitud en la conexión, generaban micromovimiento entre el implante y el pilar,

desencadenando fallas biológicas y mecánicas (Morais y col. 2012). Luego pilares de titanio demostraron buen desempeño biológico pero afección mecánica dada por aflojamiento del tornillo de fijación, así como el componente estético, principalmente en biotipos delgados (Jung y col. 2008).

Posteriormente, se introdujeron pilares de alúmina con una finalidad estética pero que muestra baja resistencia a la fractura (Att y col. 2006), por lo que en 1997 se desarrollan pilares completamente de zirconio (Wohlwend y col. 1997). Su principal ventaja era el amigable comportamiento o mimetismo con la mucosa periimplantar en restauraciones altamente estéticas. Las características físicas del zirconio sometidas a cargas cíclicas, producen fallas en la conexión implante-abutment que es la parte más débil en término de fuerzas mecánicas, debido al espesor reducido del material en ambos componentes (Maeda y col. 2006; Kim y col. 2010).

Por ello, se modifica la morfología del pilar, cambiando la zona más débil, por un material más resistente como lo es el titanio, e inicia el concepto de base de titanio (Elsayed y col. 2017), también conocido en la literatura como *Ti base*; Así como se introducen abutments de zirconio, siendo de una pieza completamente de zirconio o de dos piezas, que consiste en un Ti Base cementado a una supraestructura de zirconio o de disilicato de litio (Sailer y col. 2009). Se logra así la más alta estética en el sector anterior, pero se crea una nueva interfase que necesita un cemento para unirse a su parte más coronal. Al ser cementada extra oralmente, puede disminuirse el riesgo inflamatorio del tejido periimplantar (Rosentritt y col. 2015; Gérard y col. 2001).

Las restauraciones implanto-soportada y dentosoportada pueden ser clasificadas según el material cerámico a utilizar. La mayoría de las cerámicas dentales, tienen una estructura mixta, formados por una matriz vítrea. Tal fase es responsable de la estética de la porcelana, sin embargo, la fase cristalina garantiza la resistencia. De ahí la importancia clínica de la microestructura de la cerámica, pues el comportamiento estético y mecánico de un sistema depende directamente de su composición (Lenher y col. 1992)

Químicamente las porcelanas dentales se pueden dividir en tres grandes grupos: feldespáticas, a base alúmina y a base de zirconio (Suárez y col. 2004).

Cerámicas feldespáticas. Con el paso del tiempo la composición de estas se ha modificado pasando de tener exclusivamente feldespato, cuarzo y caolín, hasta llegar a las cerámicas actuales que constan de un magma de feldespato con partículas dispersas de cuarzo, y caolín en menor medida. El feldespato es el responsable de la translucidez de la porcelana, y pigmentos añadidos permiten lograr diferentes tonalidades. Es su composición la que le otorga excelentes propiedades ópticas y estéticas, pero a la vez son frágiles; su utilización es más amplia en prótesis fija y como cerámica de recubrimiento. En este contexto surgen, las porcelanas feldespáticas de alta resistencia, que incorporan elementos como la leucita, el disilicato de litio y el ortofosfato de litio, entre otros, incrementando la resistencia mecánica.

Cerámicas con base de alúmina. Mc Lean y Hughes, unos de los primeros investigadores en incorporar a la cerámica feldespática grandes cantidades de óxido de aluminio, mejorando de forma importante las propiedades mecánicas, sin embargo, se

observó que provocaba disminución de la translucidez, requiriendo de preparación dental más agresiva para alcanzar resultados estéticos óptimos.

Cerámicas de zirconio. Este, el grupo más novedoso, sus cerámicas constituidas en un 95% de óxido de zirconio (ZrO_2) altamente sinterizado estabilizado parcialmente con óxido de itrio (5%). Es un metal blanco grisáceo, brillante y muy resistente a la corrosión, su principal característica es la elevada resistencia a la deformación debido a su microestructura totalmente cristalina y además un mecanismo de refuerzo, que aumenta localmente la resistencia y evita propagación de la fractura. El zirconio fue descubierto en 1892 por Hussak bajo la forma de badeleyita, es un elemento situado en la tabla periódica en el grupo IV con número atómico 40 y símbolo Zr, dentro de la familia de los metales de transición.

El zirconio puede presentarse en la odontología en dos formas (Chevalier y col. 2009):

Presinterizado o para fresado blando: se utiliza polvo de zirconia fusionado mediante un agente de unión a ser eliminado en la fase de presinterización, que se realiza mediante prensado isostático en frío. En este tipo de material, se diseña virtualmente una estructura aumentada de tamaño, luego una pastilla de circona se máquina de acuerdo a las especificaciones de diseño, y por último, se sinteriza a altas temperaturas ($1.350-1.550^{\circ}C$) durante 2 - 5 horas. Se ha demostrado mayor proporción de fase cúbica en la 3Y-TZP si la sinterización alcanza $1.500^{\circ}C$ y el tiempo de 5 horas, lo que le proporciona sus propiedades mecánicas, según Chevalier y col. 2004. El último proceso térmico, lo contrae 20 - 25%, por lo que se debe sobredimensionar el diseño virtual en

igual porcentaje. Estructuras de zircona realizadas con material presinterizado pueden ser pigmentadas después del maquinado mediante inmersión en soluciones con distintas sales de metales como cerio, bismuto, hierro, combinación de ellos, o añadiendo los mismos metales a los polvos de zircona previamente al prensado; procesos ambos que no parecen afectar las propiedades mecánicas. En estas zirconas, conocidas también como zirconas verdes, el proceso térmico posterior al fresado previene aparición de tensiones, por lo que la transformación de tetragonal a monoclinica apenas ocurre; en una superficie prácticamente libre de fase monoclinica, procedimientos agresivos para la zircona, como el arenado o reducción con fresas, parcamente inducen tensión.

Altamente sinterizada o para fresado duro: son pastillas de un material presinterizado a menos de 1.500°C, y una densidad del 95% de la densidad teórica. Los bloques son, luego, procesados bajo prensado isostático en caliente a 1.400 - 1.500°C y alta presión en atmósfera de gas inerte, consiguiéndose 99% de densidad. El maquinado se realiza tras el sinterizado, por lo que no existe contracción, y produce un ajuste superior al de zirconas verdes (Duret y col. 1996). Así, el diseño virtual debe ser en tamaño real. Debido a la elevada dureza de esta presentación, las máquinas fresadoras deben ser muy resistentes. En contraste con las presinterizadas, estas circonas (circonas blancas o HIP, por hot isostatic pressure o prensado isostático en caliente) contienen grado variable de fase monoclinica asociada con la formación superficial de microgrietas (Guazzato y col. 2004), haciéndole menos resistente que las circonas presinterizadas (Suttor y col. 2001; Sun y col. 2004). Existe controversia entre distintos autores sí la presencia de esta fase monoclinica produce mayor o menor susceptibilidad al fenómeno de Degradación a Baja Temperatura, mientras Huang defiende que las zirconas altamente sinterizadas son más

susceptibles al envejecimiento (Huang y col. 2003). En cualquiera de los dos tipos de zirconas, su introducción en un horno entre 900-1000°C induciría la transformación inversa de fase monoclinica a tetragonal; generando disminución de las tensiones y efectos indeseables.

La fabricación de restauraciones de zirconio se da mediante la técnica CAD / CAM (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing) en español Diseño asistido por ordenador / Fabricación asistida por computadora, cuyos principales objetivos eran: evitar distorsiones en el proceso de elaboración tradicional, disminuir tiempos de trabajo y obtener restauraciones altamente precisas y resistentes. Se introdujo en la odontología en 1971, por François Duret, donde la ADA, especificaba que restauraciones dentales deben tener un ajuste inferior a 50µm, obligando estos sistemas a reunir las siguientes características: buena técnica de recopilación de datos, suficiente potencia de procesamiento, diseñar restauraciones complejas y un sistema preciso de fabricación (Duret y col. 1996).

Para que la restauración sobre implante luzca naturalmente estética depende no solo de la adecuada colocación del implante sino, de la reconstrucción de una arquitectura gingival que esté en armonía con el componente labial y el facial. Es necesario reconstruir la arquitectura del tejido duro y blando antes de colocar los implantes, ya que provee el andamiaje para su correcta ubicación (Mah y col. 2004).

Como se mencionó anteriormente, el espacio biológico alrededor del diente está localizado supracrestal mientras que en implantes se encuentra en la mayoría de los casos subcrestal, y la amplitud corresponde aproximadamente a 2 mm para el diente y

4 mm para el implante. El espacio biológico en implantes tiene amplitud de 3 a 4 mm en sentido apicocoronal y está constituido por dos zonas: una de epitelio que mide aproximadamente 2 mm, mientras el resto está compuesta por tejido conectivo. Si la longitud promedio en el maxilar superior del incisivo central es 10.23 mm (Sun y col. 2015) estandarizándole la medida a 10 mm como media de estos tres valores, y al sumar la longitud del espacio biológico, se tendría una restauración con un total de 13 a 14 milímetros dependiendo del caso, pudiendo ser restaurada con un Ti Base de 4mm, el cual debe resistir todas las cargas oclusales y tensionales que se le impriman a la corona al momento de la masticación.

Para medir la resistencia de un material, a través, del concepto tensión, o relación entre la cantidad de fuerza, medida en newtons (N), necesaria para romper ese material al ser sometido a una carga, y la superficie sobre la que se aplica la misma, medida en cm^2 . La tensión puede clasificarse como compresiva, cuando hablamos de dos fuerzas de igual dirección y sentidos opuestos, que comprimen el cuerpo sobre el que actúan, traccional, cuando las dos fuerzas son, igualmente de misma dirección y sentidos opuestos, pero tienden a elongar el material, de corte, tangencial o de cizallamiento, cuando las fuerzas son paralelas y de sentidos contrarios y tienden a separar un fragmento del material respecto de otros, y flexural, cuando el cuerpo es sometido a una flexión por la acción de cargas que producen tensiones sean, compresiva, traccional o de corte.

Así como se debe estudiar la resistencia de los materiales al ser sometidos a cargas, también debe estudiarse su comportamiento al ser sometidos a termociclado, principalmente la descementación. Con el uso de un instrumento estandarizado que

simula las condiciones de humedad dentro de la cavidad oral, a través de un número de ciclos, y temperaturas que oscilan entre 5°C y 55°C por un tiempo determinado. Cuando los materiales a evaluar son sometidos a dicho tratamiento, la fuerza de adhesión suele disminuirse (Elsayed y col. 2017; Jung-Jin Lee 2015).

El objetivo del presente estudio es comparar la resistencia que presentan las bases de titanio de 4 mm de longitud, cementadas a coronas monolíticas de zirconio, ante fuerzas oblicuas en el sector anterior, mediante un análisis cuantitativo del Instron, el cual es una maquina diseñada y empleada para evaluar las propiedades mecánicas de los materiales y estructuras, a través del uso de cargas de diferente origen, como tensión, compresión, flexión, entre otros; así como el comportamiento de estas bajo un aparato denominado termociclador. Es una herramienta empleada de manera frecuente en investigaciones del ámbito odontológico dentro de pruebas mecánicas por información precisa.

1.4. OBJETIVOS

1.4.1. General:

Comparar la resistencia de una base de titanio de 4 mm al cementar coronas monolíticas de zirconio de 11 mm y 14 mm de longitud, posterior a termo-ciclado y fuerzas oblicuas en el sector anterior.

1.4.2. Específicos:

-Describir la resistencia máxima que presenta un Ti Base al cementar una corona monolítica de zirconio de 11mm o 14mm, sometidas a termo-ciclado y carga.

-Determinar el tipo de falla que se presenta con mayor frecuencia para cada una de las longitudes coronales, sometidas a termo-ciclado y carga.

2. ASPECTOS METOLOGICOS

2.1. TIPO DE ESTUDIO

Experimental con diseño In Vitro.

2.2. POBLACIÓN DE ESTUDIO

40 implantes de 10mm de longitud, plataforma de 3.75mm y conexión cónica, ubicados en un cubo de acrílico, y 40 coronas monolíticas de circonio fresadas, divididas en 2 grupos, grupo 1 de 11mm de longitud y grupo 2 de 14mm de longitud, cementadas sobre 40 bases de titanio de 4mm.

2.3. VARIABLES

- **Variable independiente.** - Cargas oblicuas
- **Variable(S) dependiente(s).** - Tipo de falla que ocurre al aplicar la carga oblicua: fractura de la corona, fractura del tornillo, deformación del TiBase.

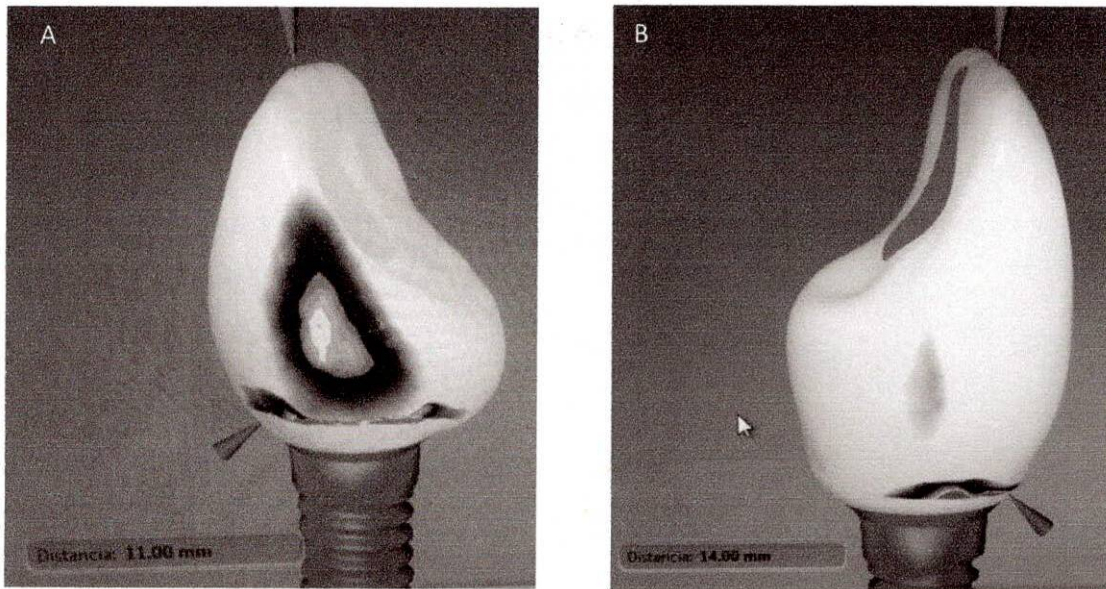
2.4. PROCEDIMIENTO

El procedimiento se realizó con las siguientes fases:

Fase 1 (diseño de las coronas): se realizó el diseño digital de las coronas monolíticas de circonio de 11 y 14mm de longitud (**Imagen 1**); a diferencia del estudio anterior, en este se realizó una muesca en la cara palatina de las coronas a 2mm del borde incisal para evitar el deslizamiento de la punta de acero del dispositivo de prueba universal.

Se fresaron 40 coronas monolíticas de zirconio por técnica CAD/CAM, divididas en 2 grupos, 20 de 11mm de longitud y 20 de 14mm de longitud. Se sinterizaron a 1600 °C, y posterior a ello se aplicó el glaseado.

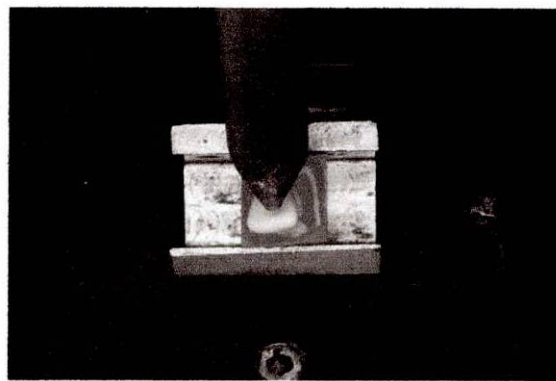
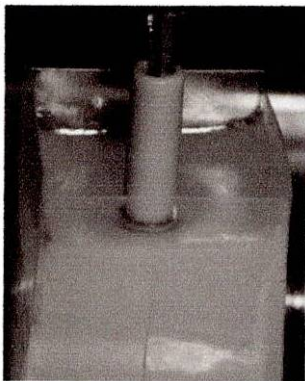
Imagen 1: A) Diseño de coronas de 11mm B) Diseño de coronas de 14 mm



Fase 2 (prueba piloto): 1 implante de aleación de titanio de 10mm de longitud, plataforma 3.75mm de diámetro y conexión cónica (C1; MIS Implants Technologies Ltd, Israel) se ubicó en un cubo de 16mm x 16mm x 20mm de resina acrílica de autocurado (Veracril; New Stetic S.A., Colombia) con un módulo elástico semejante al hueso (18Mpa), y la plataforma a nivel de la misma (**Imagen 2**); se cementó 1 corona monolítica de zirconio técnica CAD/CAM de 14mm de longitud y la muestra se sometió a carga en el dispositivo universal de prueba (3345; Instron; E.U.A.) posicionando el cubo acrílico sobre una base metálica en un ángulo de 130° a formar con la barra y punta de acero esférica de 2mm², a 2 mm del borde incisal para simular situación real de contacto entre

incisivos maxilares y mandibulares: con una velocidad constante de carga 1 mm/min., controlado por medio de software (**Imagen 3**), hasta la evidencia de falla o disminución repentina de carga, siendo registrada por el sistema la máxima fuerza resistida. La carga máxima registrada fue de 397N, ocurriendo deformación de la base de titanio y del tornillo.

Imagen 2: Confección del cubo **Imagen 3:** Dispositivo universal de prueba

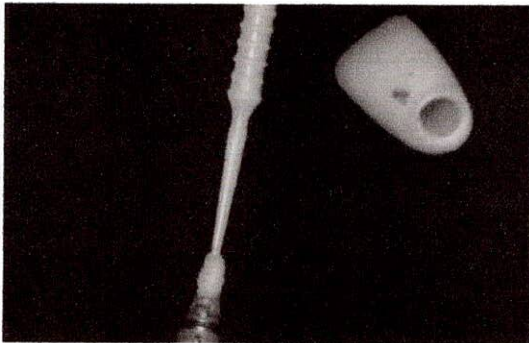


Fase 3 (preparación de especímenes): 39 implantes de aleación de titanio de 10mm de longitud, plataforma 3.75mm de diámetro y conexión cónica (C1; MIS Implants Technologies Ltd, Israel) se ubicaron con instrumento personalizado en el centro de un cubo de 16mm x 16mm x 28mm, ya que en la prueba piloto la longitud de 20mm no fue suficiente para la correcta posición del cubo dentro del dispositivo de prueba.

La cementación de las coronas fue realizada por un solo operador calibrado, se procedió a limpiar la superficie interna de la corona con alcohol, (**Imagen 4**) para eliminar posibles residuos, luego se aplicó aire libre de agua y aceite. Sosteniendo con una pinza para no

contactar la superficie de cementación, se frota por un minuto acondicionador universal y luego secar al aire libre (**Imagen 5**).

Imagen 4: Eliminación de residuos con alcohol



A los 39 Ti Base anti rotacional de conexión cónica, y plataforma standard (MIS Implants Technologies Ltd, Israel) se les aplicó adhesivo en el intalgio de la corona y superficie del Ti Base, se retiraron excesos aireando (**Imagen 6**), se colocó un cilindro de poli tetrafluoretileno manualmente confeccionado, en el canal de acceso del tronillo de fijación como dispositivo de aislamiento, para posteriormente recubrir con cemento resinoso de curado dual (RelyX Ultimate Clicker; 3M ESPE, Alemania) ambas superficies (**Imagen 7**), se fijó la corona al Ti Base manualmente, manteniendo presión táctil y se eliminaron excesos ,para seguidamente fotopolimerizar en el margen de cementación durante 40 segundos por cada superficie (**Imagen 8**). Posteriormente se realizó un torque manual de cada una de las coronas y finalmente con torcómetro de la casa original MI un torque a 30N (**Imagen 9**).

Imagen 5: A) Aplicación de acondicionador universal al intalgio de la corona. B) Aplicación de acondicionador universal al Ti Base .C) Aireado del Ti Base. D) Aireado de la corona.

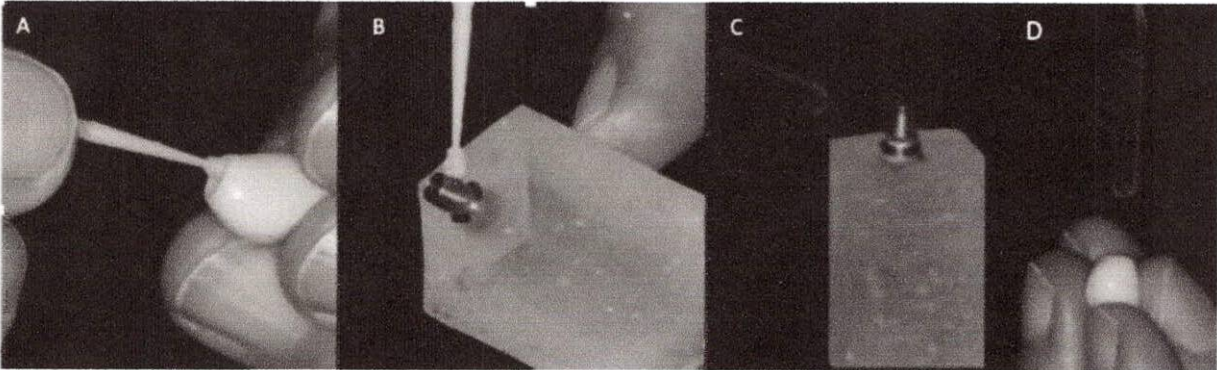


Imagen 6: A) Aplicación de adhesivo universal al intalgio de la corona. B) Aplicación de adhesivo universal al Ti Base. C) Aireado del Ti Base. D) Aireado de la corona.

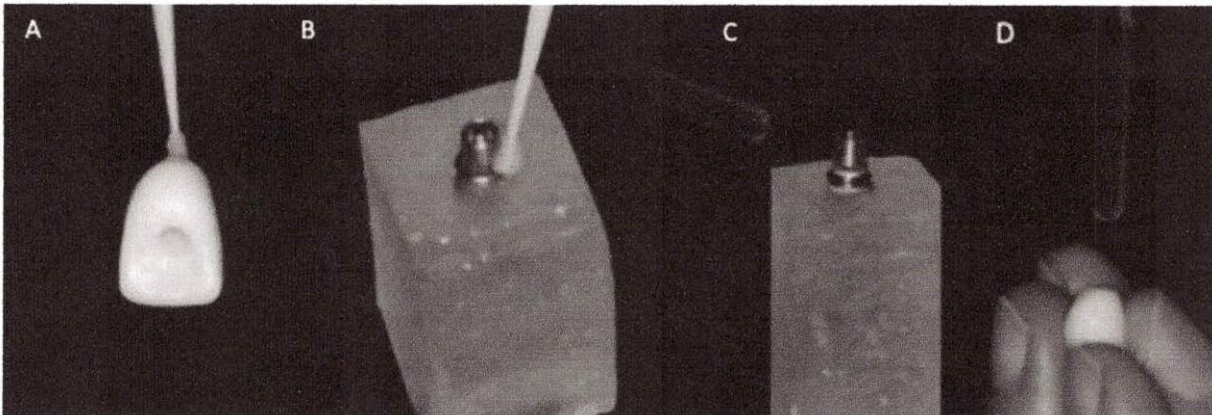


Imagen 7: A) Colocación de cilindro de poli tetrafluoretileno. B y C) Colocación de cemento resinoso en el Ti Base. D) Colocación de cemento resino en intalgio de la corona.

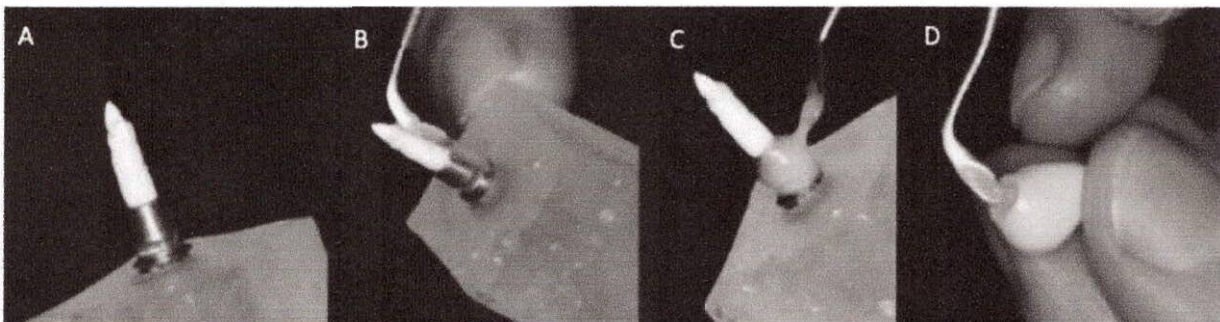


Imagen 8: A y B) Fijación de corona sobre Ti Base. C) Fotopolimerización por 5 segundos. D y E) Retiro de excesos de cemento.

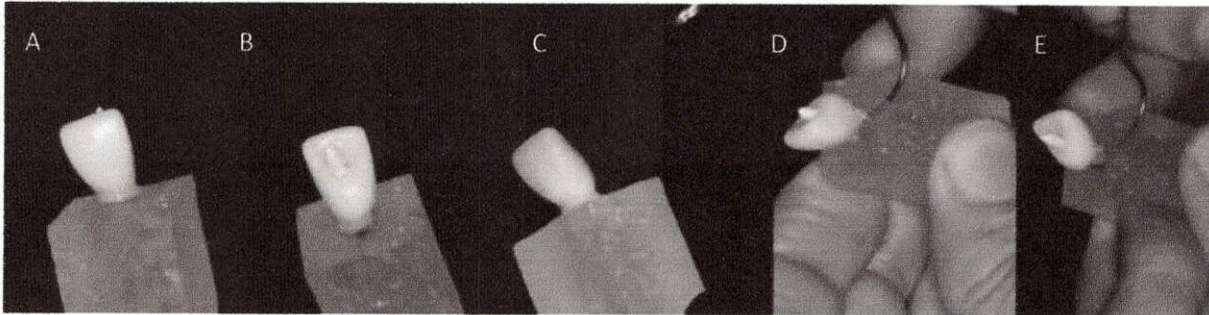
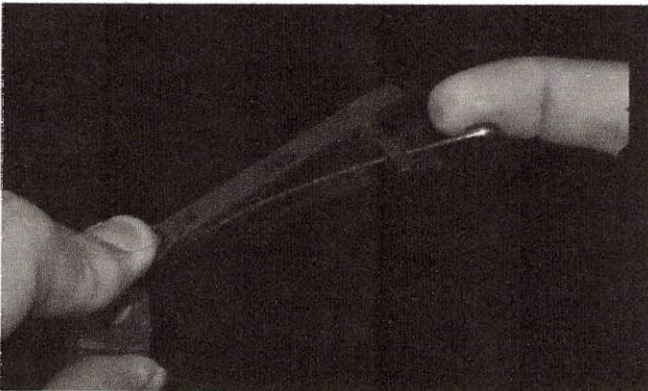


Imagen 9: Torque a 30 N.



Fase 4 (termociclado): las 39 muestras se ubicaron en una cesta metálica, y se sumergieron durante 30 segundos a una temperatura de 55° centígrados, junto a unas esferas de polipropileno para evitar la evaporación y disminuir el choque térmico, luego pasaron a 10 segundos de escurrimiento, posterior a eso se sumergieron 30 segundos a una temperatura de 5° grados centígrados y por ultimo 10 segundos más de escurrimiento, así hasta completar 5.000 ciclos, lo que equivale a un periodo de tiempo de 1 año y medio. (Imágenes 10 y 11)

Imagen 10: A) Coronas de 11mm cementadas. B) Coronas de 14mm cementada

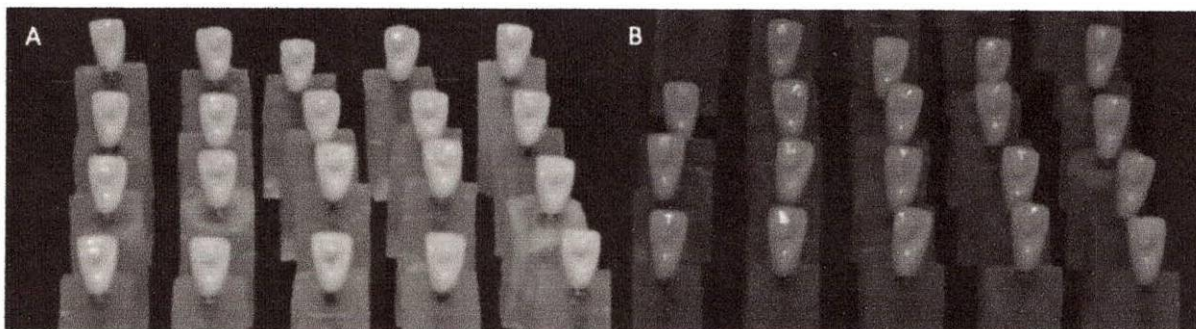
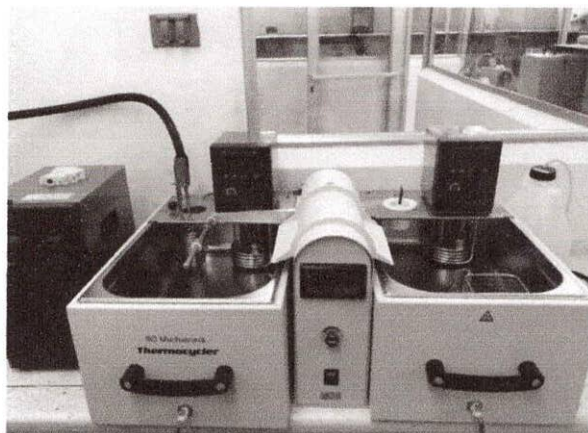


Imagen 11: Termociclador



Fase 5 (dispositivo de prueba universal): La muestra se sometió a carga en el dispositivo universal de prueba (3345; Instron; E.U.A.) posicionando cada cubo acrílico sobre una base metálica en un ángulo de 130° (Kraus B y col. 2010) a formar con la barra y punta de acero esférica de 2mm^2 , a 2 mm del borde incisal para simular situación real de contacto entre incisivos maxilares y mandibulares: con una velocidad constante de carga 1 mm/min., controlado por medio de software (BlueHill 2.22; Instron Co., E.U.A.), hasta la evidencia de falla o disminución repentina de carga, siendo registrada por el sistema la máxima fuerza resistida (N) (**Imagen12**).

Imagen 12: Muestra sometida a carga en dispositivo de prueba universal.



2.5. ANALISIS ESTADISTICO

Luego de la aplicación de la carga los datos fueron agrupados en el instrumento de recolección creado en Microsoft Excel. Se evaluó la normalidad de las variables encontrándose que el estadístico de prueba Kolgomorov Smirnov fue mayor al valor p ($p > 0.05$). En consecuencia, se acepta la hipótesis de normalidad.

3. RESULTADOS

Las muestras sometidas a termo ciclado y carga en este estudio mostraron valores de falla para ambos grupos. Una carga promedio de 532,48 N con DE de 105,9 para las muestras de 11mm, y una carga promedio de 366,45 N con DE de 21 para las muestras de 14mm; mientras que para el trabajo de investigación anterior se obtuvo una media de 605N para el grupo 1 (11mm) y para el grupo 2 (14mm) de 556N. **(Tabla 1 y Grafica 1).**

Se registró un valor mínimo de 407,4 N y un valor máximo de 852,4 N para las muestras de 11mm, y un valor mínimo de 334,3 N y un valor máximo de 401,2 N para las muestras de 14mm.

Tabla 1: Valores obtenidos posterior a pruebas

Tratamiento/ Fuerza max (N)	Promedio (DE) a 11 mm	Promedio (DE) a 14 mm	p valor comparado por Longitud
carga	601,26 Aa (119,8)	556,85 Aa (134,4)	0,34 NS
Temperatura + carga	532,48 Ab (105,9)	366,45 Bb (21)	0,0003 NS
p valor comparado por tratamientos	0,001 S	0,007 S	

Para el 100% de la muestra se produjo deformación de la plataforma del implante, del Ti Base y del tornillo. Solo se produjo desalajo de la corona del Ti base en 1 corona, siendo esta de 11mm. **(Tabla 2)**

El análisis de varianza muestra un p valor inferior al alfa de 0,05 ($p < 0.05$) en la variable máxima carga, se concluye que hay diferencias estadísticamente significativas.

Grafica 1: Comparación de la variación de resistencia entre ambos grupos.

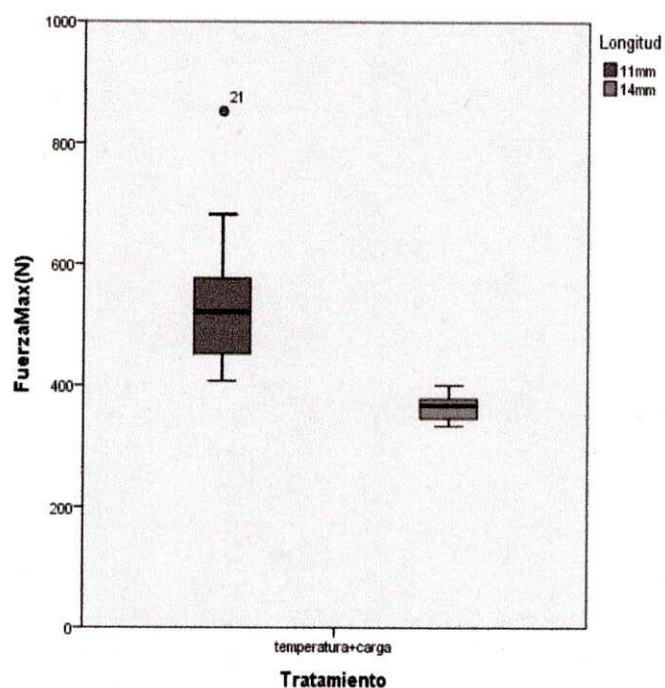


Tabla 2: Tipos de fallas

Fallas	11 mm	14 mm	N
Fractura corona	1	0	1
Deformación del tornillo	20	20	40
Deformación del TI base	20	20	40
Deformación de la plataforma	20	20	40

4. DISCUSION

En el presente estudio se demostró que un Ti base cementado a dos longitudes coronales diferentes posee una resistencia superior a la establecida fisiológicamente en el sector anterior en condiciones de normalidad, bajo una carga estática posterior a termociclado. Se presentó un promedio de resistencia máxima de 532,48N para las coronas de 11mm, y de 366,45N para las coronas de 14mm, mientras que en la investigación anterior, Peña y col. 2017, se presentó un promedio de 601,26N para las coronas de 11mm y de 556,85N para las coronas de 14mm, donde se evidencio que el empleo de termociclado disminuye la resistencia de las coronas, ya que esto está directamente relacionado con la degradación o hidrólisis del cemento lo que afecta directamente la resistencia de restauraciones definitivas. Sin embargo, se concluye que no hay diferencias estadísticamente significativas entre ambos estudios.

Alsahhaf y col. 2017 presentaron valores aproximados de resistencia, 477.5N para pilares en zirconio cementados a una base de titanio pero sometidas a 1.2 millones de ciclos de carga que equivalen a 5 años, presentando fractura del tornillo y deformación de la plataforma del implante; Estos valores similares a las pruebas realizadas por Ronsentritt y col. 2014 con un valor de 545N presentándose deformación y ruptura del tornillo pero sin haber realizado anteriormente termociclado.

Elsayed y col. 2016, no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre la resistencia de Ti Bases cementados a pilares de disilicato de litio y zirconio,

posteriormente cementados a coronas monolíticas de disilicato de litio, a diferencia de este y el anterior trabajo de grado (Peña y col. 2017) donde la estructura monolítica de zirconio favorece sus propiedades físicas.

Almeida y col. 2016 realizaron un estudio comparando pilares en titanio y en zirconio, los cuales se sometieron a termociclado y carga, y posteriormente se midió el gap que se presentaba entre el pilar y el implante, teniendo como resultado un mayor gap (239nm) en la superficie de pilares en zirconio posterior al termociclado; es importante considerar que dentro de las limitaciones de nuestro estudio no se midió el gap que se presentaba entre los Ti bases y el implante.

Elsayed y col. 2016 mostraron fallas similares a nuestro estudio, donde los pilares cementados a una base de titanio presentaron deformación del tornillo y de la conexión del implante; mientras que los pilares en zirconio puro presentaron fractura de la cerámica a nivel de la conexión, lo que afirma que el comportamiento mecánico mejora significativamente con la incorporación de los Ti bases; así como también lo menciona Gehrke y col. donde fijaron a 20 Ti Base cofias de zirconio con diferentes cementos, aplicando cargas estáticas, las fallas fueron completamente adhesivas y los Ti Bases permanecieron intactos, cabe resaltar que estos no fueron sometidos a termociclado.

Bankoğlu Güngör y col. También evaluaron el efecto del cemento resinoso y la fuerza de retención de pilares en zirconio cementados a bases de titanio, posterior a termociclado, donde concluyeron que el envejecimiento proveniente del termociclado presentaba un

efecto negativo sobre la resistencia de las restauraciones, los valores reportados en este estudio son de 650N aproximadamente, valores similares al estudio anterior (Peña y col) pero mayores que los registrados en este estudio; a diferencia de los resultados arrojados en el estudio de Ebert y col, donde establecen que el cemento no afecta la resistencia entre zirconio y componentes de titanio, cabe resaltar que el acondicionamiento de la superficie y el número de ciclos de termociclado si pueden afectar la resistencia.

Es por esto, que el presente estudio establece que el uso de termociclado en estudios in vitro es una herramienta útil para evaluar el comportamiento de los materiales en restauraciones definitivas, ya que asemeja las condiciones húmedas de la cavidad oral, y acerca los resultados obtenidos a la realidad clínica.

5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1. CONCLUSIONES

Con base a los resultados obtenidos en el presente estudio y sus limitaciones se puede concluir que el uso de bases de titanio en el sector anterior es una opción viable que involucra estética y resistencia, esto siguiendo el protocolo de adhesión recomendado por el fabricante.

Los resultados obtenidos superan los valores que se encuentran en la cavidad oral, que, comparándolos con el trabajo de investigación anterior, hubo diferencias estadísticamente significativas entre tratamientos y entre longitudes coronales.

5.2. RECOMENDACIONES

- Realizar mayor número de ciclos de termociclado, para mayor semejanza con la realidad clínica.
- Realizar carga dinámica
- Modificar el material cerámico de las coronas para evaluar comportamiento mecánico

BIBLIOGRAFIA

- Almeida, Erika O.; Freitas Jr, Amilcar C.; Bonfante, Estevam A, et al. Mechanical testing of implant-supported anterior crowns with different implant/abutment connections. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* . 2013, Vol. 28 Issue 1, p103-108. 6p.
- Almeida Paulo, Silva Cesar, et al. Comparative analysis of the wear of titanium/titanium and titanium/zirconia interfaces in implant/abutment assemblies after thermocycling and mechanical loading. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial*. 2016; 57 (4): 207-214.
- Abdulaziz Alsahhaf, Benedikt Christopher Spies, et al. Fracture resistance of zirconia-based implant abutments after artificial long-term aging. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2017; 66: 224 – 32.
- Andersson B, Odman P, Lindvall A, et al. Single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: results and experiences from a prospective study after 2 to 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995; 10(6): 702 – 11.

- Att W, Kurun S, Gerds T, et al. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2006; 95(2): 111 – 6.
- Bankoğlu Güngör M, Karakoca Nemli S. The Effect of Resin Cement Type and thermomechanical Aging on the Retentive Strength of Custom Zirconia Abutments bonded to Titanium Inserts. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2018 May/June;33(3):523–529.
- Blatz M, Bergler M, Holst S, et al. Zirconia abutments for single-tooth implants - rationale and clinical guidelines. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009; 67(11): 74 - 81.
- Becerra G, Ramón O. Consideraciones en el manejo de los implantes en la zona estética. *Rev Fac Odontol Univ de Antioq.* 2009; 20(2); 191 – 204.
- Bidra A, Rungruanganunt P. Clinical outcomes of implant abutments in the anterior region: A systematic review. *J Esthet Restor Dent.* 2013; 25(3): 159 – 76.
- Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth J, et al. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater.* 2012; 28(4): 449 – 56.
- Brodbeck U. The ZiReal Post: A new ceramic implant abutment. *J Esthet Restor Dent.* 2003; 15(1): 10 – 23.

- Chevalier J, Gremillard L, Virkar A, Clarke D. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: Lessons learned and future trends. *J Am Ceram Soc.* 2009; 92(9): 1901 – 20.
- Chu S. Range and mean distribution frequency of individual tooth width of the maxillary anterior dentition. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2007; 19(4): 209 - 15.
- Cochran D, Hermann J, Schenk R, et al. Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implanto-gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible. *J Periodontol.* 1997; 68(2): 186 - 98.
- Denry I, Kelly R. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Mater.* 2008; 24(3): 299 – 307.
- Ebert A, Hedderich J, Kern M. Retention of zirconia ceramic copings bonded to titanium abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007; 22(6): 921-7.
- Edelhoff D, Beuer F, Schweiger J, et al. CAD/ CAM-generated high-density polymer restorations for the pretreatment of complex cases: a case report. *Quintessence Int.* 2012; 43(6): 457 – 67.

- Ekfeldt A, Fürst B, Carlsson G. Zirconia abutments for single-tooth implant restorations: a retrospective and clinical follow-up study. *Clin Oral Implants Res.* 2011; 22(1): 1308 – 14.
- Ekfeldt A, Fürst B, Carlsson G. Zirconia abutments for single-tooth implant restorations: a 10- to 11-year follow-up study. *Clin Oral Impl Res.* 2016; 00: 1 – 6.
- Elsayed A, Wille S, Al - Akhali M, et al. Comparison of fracture strength and failure mode of different ceramic implant abutments. *J Prosthet Dent.* 2017; 117(4): 499 - 506.
- Farina A, Spazzin A, Consani R, et al. Screw joint stability after the application of retorque in implant-supported dentures under simulated masticatory conditions. *J Prosthet Dent.* 2014; 111(6): 499 - 504.
- Fava J, Lin M, Zahran M, et al. Single implant-supported crowns in the aesthetic zone: patient satisfaction with aesthetic appearance compared with appraisals by laypeople and dentist. *Clin Oral Implants Res.* 2015; 26 (10): 1113 – 20.
- Ferrario V, Sforza C, Serrao G, et al. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil.* 2004; 31(1): 18 – 22.

- Gehrke P, Alius J, Fischer C, et al. Retentive strength of two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014; 16(6): 920 – 5.
- Gehrke P, Johannson D, Fischer C, et al. In Vitro fatigue and fracture resistance of one- and two piece CAD/CAM Zirconia implant abutments. *J Oral Maxillofac Implants.* 2015; 30: 546 – 554.
- Gehrke S. Importance of crown height ratios in dental implants on the fracture strength of different connection designs: An in vitro study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015; 17(4): 790 – 7.
- Guazzato M, Albarky M, Ringer S, et al. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater.* 2004; 20(5): 449 – 56.
- Jemt T. Cemented CeraOne and porcelain fused to TiAdapt abutment single-implant crown restorations: A 10-year comparative follow up study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009; 11(4): 303 – 10.
- Jesus R, Bonachela W, Xible A. Effect of cyclic load on vertical misfit of prefabricated and cast implant single abutment. *J Appl Oral Sci.* 2011; 19(1): 16 – 21.

- Joda T, Bürki A, Bethge S, et al. Stiffness, strength and failure modes of implant-supported monolithic lithium disilicate crowns: Influence of titanium and zirconia abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015; 30(6): 1272 – 9.
- Jung R, Pjetursson B, Glauser R, et al. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res*. 2008; 19(2): 119 – 30.
- Jung R, Holderegger C, Sailer I, et al. The effect of all-ceramic and porcelain-fused-to-metal restorations on marginal peri-implant soft tissue color: a randomized controlled clinical trial. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2008; 28(4): 357 - 65.
- Kelly R, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater*. 2008; 24(3): 289 – 298.
- Kim Y, Oh T, Misch C, et al. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res*. 2005; 16(1); 26 – 35.
- Kim J, Covell N, Guess P, et al. Concerns of hydrothermal degradation in CAD/CAM zirconia. *J Dent Res*. 2010; 89(1): 91 - 5.

- Kim J, Raigrodski A, Flinn B, et al. In vitro assessment of three types of zirconia implant abutments under static load. *J Prosthet Dent.* 2013; 109(4): 255 – 63.
- Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg B, et al. The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth. A cross-sectional study. *Acta Odontol Scand* 1993; 51(5): 323 – 31.
- Klotz M, Taylor T, Goldberg A. Wear at the titanium-zirconia implant-abutment interface: A pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011; 26(5): 970 - 5.
- Kraus B, et al. The dentition: its alignment and articulation. In: Kraus BS, Jordan EJ, Abrams LA, eds. *A study of the masticatory system. Dental anatomy and occlusion.*
- Kohal R, Gerds T, Strub J. Effect of different crown contours on periodontal health in dogs. Clinical results. *J Dent.* 2003; 31(6): 407 - 413.
- Koc D, Dogan A, Bek. Bite force and influential factors on bite force measurements: a literature review. *Eur J Dent.* 2010; 4(2): 223 - 32.
- Lenher C, Student S, Shärer P. Full porcelain crowns made by IPS Empress: First clinical results. *J Dent Res* 1992; 72: 658.

- Leutert C, Stawarczyk B, Truninger T, et al. Bending moments and types of failure of Zr and Ti abutments w internal implant-abutmet connections: A laboratory study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012; 27 (3): 505 - 12.
- Linkevicius T, Vaitelis J. The effect of zirconia or titanium as abutment material on soft peri-implant tissues: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2015; 26(11): 139 – 47.
- Logozzo S, Zanetti E, Franceschini G, et al. Recent advances in dental optics – Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Opt Lasers Eng* 2014; 54: 203-21.
- Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant–abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil*. 2006; 33 (1): 75 – 78.
- Mah J, Hatcher D. Three-dimensional craniofacial imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004; 126(3): 308 – 9.
- Manicone P, Rossi P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications *J Dent*. 2007; 35(11): 819 – 26.

- Mangano C, Mangano F, Shibli J, et al. Prospective evaluation of 2,549 Morse taper connection implants: 1- to 6- year data. *J Periodontol.* 2011; 82(1): 52 - 61.
- Martínez F. Estudio experimental del ajuste marginal en coronas cerámicas de alto contenido en circonia [Tesis Doctoral]. Madrid: Universidad Complutense de Madrid; 2005.
- Mavroskoufis F, Ritchie G. Variation in size and form between left and right maxillary central incisor teeth. *J Prosthet Dent.* 1980; 43(3): 254 – 257.
- Merz B, Hunenbart S, Belser U. Mechanics of the implantabutment connection: An 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15(4): 519 – 26.
- Michalakis K, Hirayama H, Garefis P. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2003; 18(5): 719 - 28.
- Misch C, Goodacre C, et al. Consensus conference panel report: crown-height space guidelines for implant dentistry – part 1. *Implant Dent.* 2005; 14:312-8.

- Misch C, Goodacre C, Finley J. et al. Consensus conference panel report: crown-height space guidelines for implant dentistry – Part 2. *Implant Dent.* 2006; 15(2): 113 - 21.
- Morais T, de Araujo R, da Rocha P, et al. Comparison of fit accuracy between Procera® custom abutments and three implant system. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012; 14(6): 890 - 5.
- Mühlemann S, Truninger T, Stawarczyk B, et al. Bending moment of zirconia and titanium implant abutments supporting all-ceramic crowns after aging. *Clin Oral Implants Res.* 2014; 25(1): 74 – 81.
- Nissan J, Ghelfan O, Gross O, et al. The effect of crown/implant ratio and crown height space on stress distribution in unsplinted implant supporting restorations. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011; 69(7): 1934 - 9.
- Nguyen H., Tan K, Nicholls J. Load fatigue performance of implant-ceramic abutment combinations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009; 24(4): 636 – 46.
- Passos P, Linke B, Larjava H, et al. Performance of zirconia abutments for implant-supported single-tooth crowns in esthetic areas: a retrospective study up to 12-year follow-up. *Clin Oral Implants Res.* 2016; 27(1): 47 – 54.
- Pradeep A, Karthikeyan B. Peri-Implant papilla reconstruction: realities and limitations. *J Periodontol.* 2006; 77(3): 534 - 544.

- Peña A, Lendewig B, Rotonda M. Comportamiento in vitro de bases de titanio cementadas a coronas de zirconio monolítico de 11mm y 14mm de longitud ante fuerzas oblicuas en el sector anterior. Repositorio Biblioteca UNICOC, Bogotá 2017.
- Raico-Gallardo Y, Hidalgo-López I, Díaz-Saravia A. Diferentes sistemas de pilares protésicos sobre implantes. *Rev Estomatol Herediana*. 2011; 21(3): 159 – 165.
- Rekow D, Thompson V. Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses. *J Mater Sci Mater Med*. 2007; 18(1): 47 – 56.
- Rho D, Dogan A, Bek B. Bite force and influential factors on bite force measurements. A literature review. *Eur J Dent*. 2010; 4 (2): 223 – 32.
- Rosentritt M, Hagemann A, Hahnel S, et al. In vitro performance of zirconia and titanium implant/abutment systems for anterior application. *J Dent*. 2014; 42(8): 1019 – 26.
- Rosentritt M, Rembs A, Behr M, et al. In vitro performance of implant-supported monolithic zirconia crowns: Influence of patient-specific tooth-coloured abutments with titanium adhesive bases. *J Dent* 2015; 43(7): 839 – 45.

- Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, et al. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24(5): 850-8.
- Scortecci G, Misch C, Benner K. *Implants and restorative dentistry*. Martin Dunitz 2001. Pag 15.
- Siarampi E, Kontonasaki E, Andrikopoulos K, et al. Effect of in vitro aging on the flexural strength and probability to fracture of Y-TZP zirconia ceramics for all-ceramic restorations. *Dent Mater*. 2014; 30(12): e306 – 16.
- Spazzin A, Henrique G, Nobilo M, et al. Effect of retorque on loosening torque of prosthetic screws under two levels of fit of implant-supported dentures. *Braz Dent J*. 2010; 21(1): 12 - 7.
- Southard T, Behrents R, Tolley E. The anterior component of occlusal force. Part 1. Measurement and distribution. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1989; 96(6): 493 – 500.
- Stimmelmayer M, Sagerer S, Erdelt K, et al. In vitro fatigue and fracture strength testing of one-piece zirconia implant abutments and zirconia implant abutments connected to titanium cores. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013; 28(2): 488 – 93.

- Strub J, Gerds T. Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations. *Int J Prosthodont* 2003; 16(2): 167 - 71.
- Su H, Gonzalez O, Weisgold A, et al. Considerations of implant abutment and crown contour: critical contour and subcritical contour. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2010; 30(4): 335 – 43.
- Suárez M, Lozano J, Salido M, Martinez F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont*. 2004; 17(1): 35 – 8.
- Sun S, Moon I, Park K, et al. Effect of crown to implant ratio and anatomical crown length on clinical conditions in a single implant: a retrospective cohort study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015; 17(4): 724 - 31.
- Tavares M, Lindefjeld K, San Martin L. Systematic diseases and oral health. *Dent Clin North Am*. 2014; 58(4): 797 – 814.
- Tong H, Know D, Shi J. Mesiodistal angulation and faciolingual inclination of each whole tooth in 3-dimensional space in patient with near-normal occlusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012; 141(5):604-617.

- Torabinejad M, Anderson P, Bader J, et al. Outcomes of root treatment and restoration, implant-supported single crowns, fixed partial dentures, and extraction without replacement: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007; 98(4): 285 – 311.
- Vagkopoulou T, Koutayas S, Koidis P, Strub J. Zirconia in Dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent*. 2009; 4 (2): 130 -51.
- Welander M, Abrahamsson I, Berglungh T. The mucosal barrier at implant abutments of different materials. *Clin Oral Implants Res*. 2008; 19(7): 635 – 41.
- Wohlwend A, Studer S, Schaerer P. The zirconium oxide abutment: An all ceramic abutment for esthetic improvement of implant superstructures. *Quintessence Dent Technol*. 1997; 1: 63 – 74.
- Worni A, Kolgeci L, Rentsch-Kollar A, et al. Zirconia-based screw-retained prostheses supported by implants: a retrospective study on technical complications and failures. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015; 17(6): 1073 - 81.
- Yilmaz B, Salaita L, Seidt J, et al. Load to failure of different zirconia abutments for an internal hexagon implant *J Prosthet Dent*. 2015; 114(3): 373 - 7.