

**COMPORTAMIENTO IN VITRO DE BASES DE TITANIO CEMENTADAS A
CORONAS MONOLÍTICAS DE ZIRCONIO DE 11MM Y 14MM ANTE FUERZAS
OBLICUAS EN EL SECTOR ANTERIOR**

INVESTIGADORES

ARRIETA MAYERLIS

LENDEWIG BONNIE

ROTONDA MARIELVI

ZAMBRANO JULIO

INSTITUCION UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

COLEGIO ODONTOLOGICO COLOMBIANO - UNICOC

POSTGRADO DE PROSTODONCIA

PROYECTO DE INVESTIGACION

BOGOTA D.C.,2017

**COMPORTAMIENTO IN VITRO DE BASES DE TITANIO CEMENTADAS A
CORONAS MONOLÍTICAS DE ZIRCONIO DE 11MM Y 14MM ANTE FUERZAS
OBLICUAS EN EL SECTOR ANTERIOR**

INVESTIGADORES

Arrieta Mayerlis

Lendewig Bonnie

Rotonda Marielvi

Zambrano Julio

ASESOR CIENTÍFICO:

Dr. Andrés Pena

Odontólogo Especialista en rehabilitación oral

Universidad Javeriana

ASESOR METODOLÓGICO

Dra. Diana Parra

Odontóloga Bioestadística

ASESOR ESTADÍSTICO

DR. Gerardo Ardila

INSTITUCION UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

COLEGIO ODONTOLOGICO COLOMBIANO - UNICOC

INDICE

RESUMEN.....	12
ABSTRACT.....	14
AGRADECIMIENTOS.....	16
INTRODUCCIÓN.....	17
1. ASPECTOS TEÓRICO-CIENTÍFICOS.....	19
1.1 Planteamiento del problema.....	19
1.2 Justificación.....	23
1.3 Propósito.....	25
1.4 Antecedentes.....	25
1.5 Marco teórico.....	26
1.6 Objetivos generales y específicos.....	43
2. ASPECTOS METODOLÓGICOS.....	44
2.1 Tipo de estudio.....	44
2.2 Objeto de estudio.....	44
2.3 Material objeto de estudio.....	44
2.4 Unidad de observación.....	44
2.5 Muestra.....	44
2.6 Criterios de selección.....	44
2.7 Procedimiento	46
2.8 Estadístico.....	52
3. RESULTADOS.....	53
4. DISCUSIÓN.....	57

5. CONCLUSIONES.....	61
6. RECOMENDACIONES.....	62
7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	63

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Diseño grafico	45
Figura 2. Operacionalización de las variables	45
Figura 3. Posicionamiento del implante en el cubo a 90 grados	46
Figura 4. Encerado de la corona de 11mm sobre el ti base	47
Figura 5. Escaneado del ti base, de la corona de 11mm y de 14mm	47
Figura 6. Glaseado de coronas monolíticas de zirconio	47
Figura 7. Coronas glaseadas y sinterizadas	48
Figura 8. Limpieza y desinfección del intalgio de la corona	48
Figura 9. Aplicación del Monobond (silano)	49
Figura 10. Dispositivo de poli tetrafluoretileno, en el canal de acceso del ti base	49
Figura 11. Aplicación de adhesivo universal en las superficies a cementar	50
Figura 12. Cemento relyx ultimate clicker utilizado para la cementación	50
Figura 13. Aplicación del cemento tanto en el Ti base como en la corona	50
Figura 14. Asentamiento de la corona en el Ti base y remoción de excesos de cemento	51
Figura 15. Fotopolimerización	51
Figura 16. Coronas torqueadas a los implantes	51

Figura 17. Diseño de la ubicación de la muestra en un momento de prueba en el Instron	52
Tabla 1. Valores obtenidos durante la carga estática en ambos grupos (Newtons)	53
Tabla 2. Tipos de fallas y frecuencia de expresión	54
Tabla 3. Valores individuales de resistencia de coronas monolíticas de 11mm y 14mm cementadas a Ti Bases	54
Figura 18. Falla en zona cervical de corona de 14mm	55
Figura 19. Fractura coronal	55
Figura 20. Deformación del Ti base	55
Figura 21. Tipos de fallas: A. Deformación del Ti base, B. Deformación del implante y del tornillo, fractura del tornillo, C. Fractura coronal con deformación del Ti base	56
Figura 22. Gráfico de Comparación de la variación en resistencia de ambos grupos	56
Figura 23. Gráfico de Prevalencia del tipo de falla por grupo	57

RESUMEN

Propósito: Identificar mediante un estudio in vitro la Resistencia que prestan Ti bases de 4mm cementadas a coronas monolíticas de zirconio de 11mm y de 14mm de longitud, frente a cargas oblicuas en el sector anterior.

Materiales y Métodos: 20 coronas CAD/CAM monolíticas de zirconio (Milling M1, ZirkonZahn, Italia) dividido en dos grupos: "Grupo 1" de coronas de 11mm y "Grupo 2" de 14 mm de longitud, fueron glaseadas y cementadas a 20 Ti base de 4mm (MIS Implants Technologies Ltd, Israel) usando cemento resinoso de curado dual (RelyX Ultimate Clicker; 3M ESPE, Germany), y torqueandolas a 20 implantes de conexión cónica (C1; MIS Implants Technologies Ltd, Israel) que previamente fueron sumergidos en cubos de resina. Para luego ser sometidas a fuerzas estaticas a 30 grados del eje longitudinal del implante, a 2mm del borde incisal, usando una máquina de carga universal (INSTROM) con una velocidad de 1mm/min hasta presentarse la falla. A través del método de la observación y radiografías se pudo detectar el tipo de falla presentado en el complejo. Los resultados fueron analizados estadísticamente.

Resultados: La media de los valores de Resistencia fue de 605N para el grupo 1 y de 556N para el grupo 2. No se presentó diferencias estadísticamente significativa entre ambos grupos ($p = 0.389$). El modo de falla fue mixta, en algunos casos se produjo desalajo del complejo Ti base/corona por fractura del tornillo, en la totalidad de los especímenes se mostró deformación plástica de los componentes metálicos.

Conclusión: El uso de Ti base produce una retención estable dentro de los abutment de dos piezas y presenta fuerzas de desalojo mayores a las producidas en parámetros de normalidad en la cavidad oral. El valor medio de la resistencia varió en ambos grupos, lo que indica que la longitud coronal juega un papel importante en la resistencia que presta el Ti base, sin embargo, no hubo diferencia estadísticamente significativa entre ambos grupos.

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

ABSTRACT

Purpose: To identify the in vitro strength of a titanium base of 4 mm cemented to monolithic zirconium crowns of 11 mm and 14 mm length, under oblique forces in the anterior sector.

Materials and Methods: Twenty CAD/CAM manufactured zirconia crowns (Milling M1, ZirkonZahn, Italia) divided in two groups of 11mm (group 1) and 14 mm (group 2) length, were glazed, bonded to a prefabricated 4mm titanium base (MIS Implants Technologies Ltd, Israel) using resin-based luting agent (RelyX Ultimate Clicker; 3M ESPE, Germany), and torqued to twenty conical connection implants (C1; MIS Implants Technologies Ltd, Israel) embedded in resin.

Static force was applied at 30 degrees angle to the long axis of the implant/abutment/crown complex 2mm from the incisal edge, using a universal testing machine with 1 mm/min crosshead speed, until failure occurred. Visually and radiographically assessment was performed to characterize the type of failure. The results were statistically analyzed.

Results: The mean strength value was 605N for group 1 and 556N group 2.

The T - test indicated no significant difference between the values of resistance against static oblique force of group 1 and 2 ($p = 0.389$). The failure modes were mixed, in some cases resulting in dislodgement of the Ti Base-zirconia complex, but all specimens in both groups showed plastic deformation of metallic components.

Conclusion: The use of Ti Base led to a stable retention of two-piece CAD/CAM abutments, and exceeded the general limits of fracture resistance of two-piece zirconia abutments. A difference between the mean strength values of the tested crown groups was shown. However, the statistical analysis revealed that this difference was not significant.

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

AGRADECIMIENTOS

Extendemos nuestro agradecimiento al Dr. Andrés Peña por su colaboración científica durante todo el estudio. A la Dr. Diana Parra por direccionarnos en la escritura y desarrollo de esta tesis. A MIS IMPLANTS por el suministro de los implantes y Ti Bases utilizados para las pruebas del estudio. De igual manera, por el apoyo técnico de Karina Castillo y Marco Cortez.

INTRODUCCION

La rehabilitación oral implanto soportada común actualmente en odontología es un tratamiento de elevada predictibilidad (Torabinejad y col. 2007; Zitzmann et al. 2010). Aditamentos necesarios para la rehabilitación de los implantes dentales han sufrido constantes cambios y evolución debido al comportamiento mecánico, biológico y estético que estos presentan, variando entre metales y cerámicas. Aquellos confeccionados en titanio y empleados en el sector anterior generan una tonalidad grisácea gingival que compromete la estética protagónica de la zona, factor que se ve empeorado en un biotipo periodontal delgado y traslucidez grisácea en el componente gingival considerado no estético (Brida et al. 2013), motivado a ello surgen pilares de zirconio, brindando naturalidad en la restauración por el miméticos con la mucosa periimplantar (Rosentritt et al. 2014; Linkevicius et al. 2015), pero desfavorablemente manifestando fracturas a nivel de la conexión (Guazzato et al. 2004; Kim et al. 2010; Rosentritt et al. 2015; Worni et al. 2015).

Para evitar tal falla y mantener un pilar estético, el Ti –Base o inserto de titanio es una conexión metálica, que además refuerza internamente un pilar estético de zirconio (Elsayed et al. 2017), o disilicato de litio (Sailer et al. 2009).

Es insuficiente la información científica sobre el comportamiento mecánico de pilares de zirconio con base de titanio como conexión metálica (Gehrke et al. 2014; Rosentritt et al. 2015), y cónica (Elsayed et al. 2017). Se desconoce la exactitud de resistencia de esta unión para longitudes coronales de 11 y 14mm, dimensiones consideradas promedio para la rehabilitación de un implante con una

corona de un incisivo central superior, adicionando su contorno crítico y sub crítico.

Es por ello, que 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, características del sector anterior.

Además, se abre una línea de investigación ante un amplio tema (Ti-base) poco fundamentado, con la finalidad de integrar a futuro variables que ayuden a comprender integralmente el comportamiento de tal aditamento.

Este estudio cuasi-experimental in vitro, se llevó a cabo sometiendo a carga estática en el INSTRON y en un ángulo de 130° , los pilares de zirconio cementados a las bases de titanio y atornillados a implantes dentales de 3.75mm de diámetro; aplicando carga expresada en Newtons y hasta la manifestación de alguna falla en la corona, Ti base o implante. Esto realizado en el postgrado de prostodoncia de la Institución Universitaria Colegios de Colombia (UNICOC), de la ciudad de Bogotá, Colombia.

1. ASPECTOS TEORICO CIENTIFICO

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La restauración dental implantosoportada es, actualmente, un tópico común en la consulta odontológica debido a la alta expectativa del paciente (Tavares y col. 2014) y la predictibilidad del tratamiento con una tasa de supervivencia del 96 % (Torabinejad y col. 2007; Zitzmann y col. 2010). 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 iniciar el proceso restaurador, desarrollándose aditamentos o pilares que cambiaron múltiples veces buscando el ideal comportamiento mecánico, biológico y estético; su elección para el sector anterior variando en función de: línea de sonrisa (baja, media o alta), biotipo periimplantar (delgado o grueso), angulación del implante, material de la corona, espacio de restauración, tipo de restauración (atornillada o cementada), gusto del operador o disponibilidad económica, y a ser clasificados según la conexión con la restauración, material, técnica de confección y color (Bidra y col. 2013).

Los primeros pilares fabricados en aleaciones metálicas coladas, con insuficiente exactitud en la conexión, generan micromovimiento entre el implante y el pilar, desencadenando fallas biológicas, mecánicas y estéticas (de Morais y col. 2012). Luego pilares de titanio demostraron buen desempeño biológico pero afeción mecánica dada por aflojamiento del tornillo de fijación (Jung y col. 2008), y translucidez grisácea en el componente gingival considerado no estético (Bidra y

col. 2013), a pesar que la evaluación por parte del paciente es más positiva que la realizada por el odontólogo (Fava y col. 2015)

Tras la introducción del sistema CAD/CAM (Logozzo y col. 2014), no solo evolucionaron las medidas de adaptación, sino también los biomateriales dentales ahora maquinales, cuyas propiedades aumentan la confiabilidad y disminuyen tasas de falla en la restauración (Edelhoff y col. 2012).

Introducidos en 1991, pilares de alúmina con una finalidad estética 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 mayor ventaja el amigable comportamiento o mimetismo con la mucosa periimplantar en restauraciones altamente estéticas, evitando así la translucidez del color del pilar a través del periodonto (Rosentritt y col. 2014; Linkevicius y col. 2015)

Se consigue que el contacto de la conexión de zirconio produce mayor desgaste de la plataforma del implante de titanio, que la conexión de titanio (Brodbeck y col. 2003; Klotz y col. 2011), además siendo bien documentado que la conexión implante-abutment es la parte más débil en termino de fuerzas mecánicas, debido al espesor reducido del material en ambos componentes, específicamente, en la conexión interna (Maeda y col. 2006). Las características físicas del zirconio sometidas a cargas cíclicas, producen fallas en el área en cuestión (Guazzato y col. 2004; Worni y col. 2015; Kim y col. 2010) ya que la fragilidad del material, (Rekow y col. 2007), ángulos agudos y menor espesor le hacen propensos a la fractura (Rosentritt y col. 2015). Estudios reportan falla de tal

pilar, haciendo seguimiento a sistemas de diferentes fabricantes, variando en diámetro de la plataforma, y con o sin concepto "platform switching", con supervivencia del 90% para el último en 5 años (Passos y col. 2016).

Por ello, se modifica la morfología del pilar, cambiando la zona más débil, por un material que evite su ruptura 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 o inserto de titanio*. Dentro de la clasificación en el sector estético de los abutment, se introducen como 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 genera 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. Esta, la zona más débil de este sistema y dependiente de la superficie de ambos materiales; a ser cementada extra oralmente, puede localizarse paragingivalmente disminuyendo riesgo alérgico e inflamatorio (Rosentritt y col. 2015). Se afirma que el Ti Base mejorara la resistencia a la fractura de los abutment de zirconio (Ebert y col. 2007; Kim y col. 2013; Stimmelmayer y col. 2013; Mühlemann y col. 2014; Gehrke y col. 2015; Yilmaz y col. 2015; Alshahaf y col. 2017). Estudios in vitro han comparado las propiedades mecánicas de abutments de una y dos piezas, siendo el valor máximo en carga estática para los de dos piezas (Stimmelmayer y col. 2013; Yilmaz y col. 2015). Sin embargo, otros emplean una estructura intermedia entre la corona y el ti base, complejo sobre el que se aplica la carga.

Actualmente, buscando simplicidad en los tratamientos surge la duda sobre el comportamiento del Ti Base cementado directamente a coronas monolíticas. La ubicación de la línea terminal de la corona lejana a la cresta ósea marginal, y la restauración con menos interfaces disminuye la pérdida ósea periimplantar (Jemt. 2009).

La longitud coronal del sector anterior influencia la supervivencia de la restauración, variando por factores como la raza, la etnia, la fisionomía, y la variabilidad biológica. En promedio, la longitud del incisivo central superior es 10.23 mm (Nissan y col. 2011 Sun y col. 2015), siendo considerada la corona clínica y/o contorno crítico (Su y col. 2010). El espacio biológico periimplantar es de 4 milímetros, también llamado contorno subcrítico, constituido por dos zonas: epitelio de unión (2 mm aproximadamente), y el resto compuesto por tejido conectivo (Gehrke y col. 2015). Al sumar ambos contornos, se tendría una restauración con un total de 11 a 14 milímetros, a ser rehabilitadas posiblemente con un Ti Base de 4mm en altura coronal estándar.

A pesar del alto empleo clínico, es insuficiente la información científica, in vitro y clínica, disponible sobre el comportamiento mecánico de pilares de zirconio 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), o nula entre la bibliografía consultada, cuando este es cementado a estructuras monolíticas de zirconio con dos longitudes diferentes, y aún se desconoce la exactitud de resistencia de esta unión para tales longitudes coronales.

1.2 JUSTIFICACIÓN

Aún no se concibe el término “*éxito*”, debido a la gran variabilidad biológica que existe en el ser humano; recurriendo por ello al término “supervivencia” más asentado a la realidad. En el ecosistema bucal, son razón de estudio variables que influyen significativamente, como la carga oclusal, tomada como punto de partida para este estudio. Información resultante de continua investigación científica permite crear restauraciones de mayor supervivencia en tiempo prolongado, y para cada escenario clínico, sin embargo existen tópicos con escasa información.

Es insuficiente el conocimiento sobre comportamiento mecánico de las estructuras o aditamentos compuestos por una base de titanio de 4mm de longitud y conexión cónica, cementada a un pilar cerámico de rehabilitación, empleado en la restauración de un implante único, 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. El material del pilar a emplear, posee importancia decisiva para asegurar la unión entre la mucosa y la superficie del pilar (Guazzato y col. 2004), además resistencia ante cargas de diferente índole y/o deterioro.

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 de un Ti-base al rehabilitarse con un pilar monolítico de zirconio en dos longitudes, y tipo de falla predominante en cada caso, descartándose o restando importancia al envejecimiento propio del zirconio 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), al ser comparado a la incidencia de fractura por diseño, y según fabricante.

Ante comportamientos físicos, se puede deducir que un pilar titanio de solo 4mm puede que no soportar un brazo de palanca generado por mínimo 12mm de la restauración (Kim. 2010), longitud estándar de una corona de incisivo central, donde diferentes variables pueden perjudicar la supervivencia.

Se inician estudios desde lo minúsculo, para indagar sobre principales características del mismo, y luego avanzar a lo complejo. El presente estudio abre una línea de investigación ante el empleo del Ti-base, amplio tema que es poco fundamentado, con la finalidad de integrar en futuras investigaciones variables que ayuden a comprender integralmente el comportamiento de tal aditamento, logrando seguridad y fiabilidad en el empleo clínico.

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 PROPÓSITO

Profundizar conocimientos para futuras investigaciones, proporcionando evidencia científica, tecnológica y confiabilidad en procedimientos clínicos que requieran el empleo de una base de titanio de 4 mm de longitud y conexión cónica.

1.4 ANTECEDENTES

Dentro de la escasa literatura de este tópico, Alsahhaf y col. 2017, estudian 5 grupos con diferentes tipos de abutment: "Grupo 1" abutment totalmente de zirconia, "Grupo 2" abutments de titanio, "Grupo 3" abutment de zirconia con base de titanio, "Grupo 4" abutment prefabricado de zirconia y "Grupo 5" abutment de zirconio unido a una base de titanio por un refuerzo vítreo. La mitad de cada grupo fue expuesto a termociclado simulando 5 años en boca, para luego someterse a carga estática en el Instron.

Los resultados, mostrando la mayor resistencia a la carga del grupo 2, seguido por el grupo 5 y 3 consecutivamente, sin diferencia estadísticamente significativa entre los grupos; siendo el comportamiento y valores del grupo 3 y 5 similar.

Entre otros artículos, Elsayed y col. 2017 analizaron 5 diferentes tipos de abutment: abutment completamente de ZrO_2 ; abutment de ZrO_2 con una base de titanio (ZrT); abutment de disilicato de litio con una base de titanio (LaT); y la misma combinación anterior con una corona de disilicato de litio (LaC), colocados sobre 40 implantes de titanio. Cada espécimen fue sometido a carga en el Instron,

hasta la presencia de una falla en el complejo. El grupo de abutment completamente de ZrO₂ manifestó la menor resistencia a la fractura con un valor de 202 ±33 N. Los grupos de ZrT, LaT, y LaC presentaron la mayor resistencia sin diferencia estadísticamente significativa entre ambos grupos.

1.5 MARCO TEÓRICO

La estética hoy en día juega un rol primordial para el bien estar del ser humano, es por ello que la creación de los implantes dentales ha tenido el auge existente. Se puede describir como, un 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. Es imperante una restauración estética en el sector anterior creando una sonrisa armoniosa, donde la vista pone su punto focal para percibir lo bello, y aún más, para lo que no lo es. Por ello, restauraciones implantosoportadas deben evitar al máximo defectos, cubriendo detalles tanto de características propias del material, como de biología periodontal, tal lo es la translucidez de la encía dependiendo del biotipo periodontal, bloqueando o no el paso del color de los materiales restauradores, en su mayoría de tonalidades grisáceas (Torabinejad y col. 2007).

Se han desarrollado diferentes temáticas para determinar la técnica ideal que permita al clínico y al paciente lograr el mayor grado de satisfacción y funcionalidad. Diferentes estudios arrojan dos vertientes para lograr dicho proceso, restauraciones cementadas y restauraciones atornilladas. Varios debates han desarrollado aspectos comparativos, y reflejado la idoneidad y funcionalidad en

cada uno de los casos. 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. En el caso de un pilar angulado o individualizado se busca la posibilidad relocalizar el acceso del tornillo de fijación fuera del área estética, dando sujeción con funcionalidad y claramente armonía estética en el uso de prótesis cementadas, que además, poseen menor costo de fabricación. 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.

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).

1. 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.
2. 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.
3. 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. Excelentes propiedades físicas le han convertido en material idóneo para elaborar prótesis cerámicas en zonas de alto compromiso mecánico; pero son cerámicas muy opacas que inicialmente se utilizan para confección del núcleo de la restauración, y luego deben ser recubiertas con porcelanas convencionales para lograr una adecuada estética. Sin embargo, con la evolución tecnológica se han desarrollado zirconios de mayor traslucidez y empleo en coronas monolíticas en sector anterior (Manicone y col. 2007). 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; puede encontrarse puro en función de la temperatura, en tres formas cristalinas (Kelly y col. 2008 y Vagkopoulou T. y col 2009):

- ✓ Monoclínica: A temperatura ambiente, el zirconio cristaliza bajo esta forma pero a 1.170°C sufre una transformación alotrópica pasando a estado tetragonal. En esta configuración, no manifiesta sus mejores propiedades mecánicas.
- ✓ Tetragonal: los tres ejes en el espacio forman un ángulo recto, siendo dos de sus segmentos de igual magnitud, y así constituye un prisma recto de base cuadrada y lados rectangulares. En condiciones normales,

se encuentra en esta configuración en temperaturas entre 1.170 y 2.370°C; y es la de mayor resistente mecánica.

- ✓ Cúbica: a temperatura mayor de 2.370°C, se produce el cambio a esta estructura, en la que se mantiene hasta alcanzar su punto de fusión (2.680°C). En esta configuración, sus propiedades mecánicas no son las mejores.

La principal propiedad física de la zirconia es la capacidad de transformación al momento de recibir fuerzas excesivas, a través del cambio a fase cristalina, descubierta por el R.C Garvie en 1975. En dicho fenómeno de transformación, la zirconia parcialmente estabilizada en fase tetragonal y ante la presencia de una zona de alto estrés como es la punta de una grieta, sufre un cambio de fase en la zona, pasando a cristalizarla en fase monoclinica, trayendo consigo aumento volumétrico de la partícula de zirconia de aproximadamente 5%, capaz de sellar la grieta. Conforme aumenta la grieta, fuerzas internas de compresión se superponen en el punto crucial de la fractura, proporcionando resistencia y preservando la integridad del material. Esta propiedad le confiere resistencia a la flexión entre 800 y 1200 Mpa (Siarampi y col. 2014)

Las principales aplicaciones eran biomédicas en la década de los 60, referenciado por Helmer y col. en 1969, y es usado por primera vez con fines médicos para implantar prótesis de cadera, descrito por Kern y col. en 2005. En el ámbito odontológico, en 1995 la casa comercial Vita introduce el zirconio en cerámicas para aumentar la resistencia mecánica; lanza al mercado la porcelana In-Ceram Zirconia®, cuya composición se basa en la mezcla de fase vítrea y

policristales en una proporción de 30:70, formados estos últimos por óxidos de aluminio (70%) y zirconio (30%) (Denry y col. 2008)

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

- Presinterizado o para fresado blando: se utiliza polvo de zircona 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 zircona se maquina de acuerdo a las especificaciones de diseño, y por último, se sinteriza a altas temperaturas (1.350-1.550°C) durante 2 - 5 horas. Se ha demostrado mayor proporción de fase cúbica en la 3Y-TZP si la sinterización alcanza 1.500°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 trasformación 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)

El sistema CAD/CAM consta de las siguientes fases (Logozzo y col. 2014):

1. Digitalización: mediante una cámara intraoral, extraoral o diferentes tipos de escáneres de empleo sobre modelos de yeso obtenidos a partir de una impresión convencional, siendo mecanismos diversos (luz láser o luz estructurada) con diferentes tecnologías, con o sin polvos contrastadores; para obtener una imagen digital nítida en computador. En la mayoría de los casos, el escáner empleado para captación de datos, es parte integral del sistema CAD/CAM y opera sólo en combinación con un software específico. Es importante destacar que gran parte del éxito y resultado final depende de la precisión y fiabilidad de los datos obtenidos en el escaneado del modelo.
2. Diseño asistido por ordenador: por medio de un software específico de cada sistema, se diseña la cofia de la estructura protésica. A través de la

información recogida con el escáner se crean mallas poligonales, donde cada punto posee coordenadas cartesianas para ubicación del modelo en el espacio. Una vez completado el diseño, el software CAD transforma el modelo virtual en una serie de comandos específicos.

3. Mecanizado: es la producción de un sólido final, que varía en función del número de brazos de mecanizado y del material a emplear. Los primeros sistemas sólo generaban la restauración cortando bloques prefabricados con el uso de fresas, diamantes o discos de diamante, llamándose “método sustractivo”, al sustraer el material de un bloque. Se desarrolló como sistema alternativo, el método de fabricación libre a partir de un sólido en el que el diseño por ordenador crea una trayectoria, construyendo una parte del baño cerámico o de polvo metálico, y añadiendo material continuamente hasta que es completado, y sin excesos de material; llamado “método aditivo”. Algunos sistemas CAD/CAM utilizan combinaciones de ambos sistemas.

Una vez seleccionado el material para la restauración final, se debe tener claro el abutment que va a soportar la supra estructura, clasificándolos en función a su material de confección de la siguiente manera (Gallardo y col 2014):

1. Metálicos: el titanio, es una de las aleaciones tradicionales en implantología debido a sus excelentes propiedades biológicas y mecánicas, donde diversos estudios clínicos demuestran excelente supervivencia en restauraciones soportadas por pilares de este material. Otras aleaciones empleadas son cobalto cromo, aleaciones de oro, y níquel cromo. (Andersson y col. 1995).

2. Cerámicos: 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, Jung R, Holderegger C, 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. Zembic y col. 2012 realizaron un estudio clínico de 3 años observando iguales resultados biológicos y supervivencia entre los pilares de zirconio y 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. Estos se pueden clasificar en función al número de componentes que posea el sistema: de una pieza, conformado por una base de titanio y una corona monolítica de zirconio o disilicato de litio; y de dos piezas, que consiste en un Ti Base cementado a una supraestructura de zirconio o disilicato de litio (Sailer y col. 2009).

En cada abordaje, acorde a las características y propiedades de los elementos a unir, se hace la selección más propicia del material de cementación. Diferentes tipos de agente de unión pueden ser usados en la fijación de restauraciones de zirconio, pero como desventaja no se debe grabar ya que no es una cerámica vítrea, generando incertidumbre en los valores de retención entre el zirconio, agente cementante resinoso y el titanio; agentes más usados en la actualidad. (Inokoshi y col 2014).

Toda restauración implanto soportada posee riesgo de falla y complicación biológica o mecánica. Las complicaciones biológicas son determinadas por medio de la profundidad y/o sangrado al sondaje y pérdida ósea marginal en comparación al nivel óseo en el momento de instalación de la prótesis; dichas complicaciones abarcan lesiones de tejidos peri implantares que se manifiestan en sangrado, fistula, hiperplasia gingival, periimplantitis y resorción ósea. Las complicaciones mecánicas clasificadas en tres niveles, como grande por fractura del implante, fractura del pilar del implante o aflojamiento de estructuras superiores; se considera media la fractura del pilar o estructura protésica; y leve, se cataloga el desajuste del pilar o tornillo de fijación, descementación, pérdida del sellado del acceso del tornillo, delaminación de la restauración y ajustes oclusales. Las complicaciones mecánicas se manifiestan mayoritariamente en forma de fractura coronal o protésica (13.5%), seguido de pérdida del material de restauración dispuesto para la obturación del acceso del tornillo de fijación (5.4%), desajuste del pilar o tornillo de fijación (5.3%), fractura del pilar del implante o del tornillo de fijación, pérdida de retención debido a fractura del agente cementante, y

fractura del implante en una proporción muy pequeña; eventos ocurridos mayoritariamente en el mismo orden que son nombrados. Las fallas mecánicas de restauraciones implantosorpotadas son de diferente índole y altamente influenciadas por las cargas expuestas en el medio oral. (Sailer y col. 2015)

Se debe tener en cuenta que las fuerzas que actúan sobre las restauraciones varían entre una y otra. Fuerzas oclusales son de naturaleza dinámica y estática o monotónica, donde el desalojo axial de coronas cementadas sobre implantes es poco común, pero de igual manera se puede dar por fatiga del cemento ante dichas cargas; además, la longitud del pilar juega un papel muy importante en esta complicación. Las máximas fuerzas oclusales reportadas en el sector anterior varían de 150 a 235N (Southard y col 1989). En restauraciones dentales en este sector sobre implante unitario, se registran fuerzas máximas equivalentes a 91N, siendo específicas para la zona incisal entre 25 y 170N (Yongsik y col. 2005).

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. Sin embargo, la resistencia al desalojo que prestan estos materiales no ha sido bien investigada, por consiguiente, la indagación en el uso de aditamentos como bases de titanio en conjunto con una restauración monolítica de zirconio debe ser evaluada para tener un parámetro que indique el momento en que sufre una fatiga esta unión.

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. La mayoría de los fracasos de restauraciones protésicas frente a fuerzas oclusales se da en la zona de interface entre el implante y el pilar, además que el diámetro del primero puede influenciar la distribución de las fuerzas.

El titanio es un elemento químico de símbolo Ti, color gris plata, peso ligero, alta resistencia a la corrosión y buena resistencia mecánica, abundante en la naturaleza, calificándose como el cuarto metal estructural más abundante en la superficie terrestre y el noveno en la gama de metales industriales; además exhibe propiedades de biocompatibilidad (Fenner y col. 2016).

Estudios establecen técnicas para el manejo de tejidos blandos con contornos convexos, considerando el perfil de emergencia como el fundamental patrón para la supervivencia del implante, siempre tomando en cuenta la papila proximal, el espesor y posición de la mucosa bucal circundante, manejada con restauraciones provisionales que guíen una cicatrización y maduración de los tejidos blandos periimplantares, con la finalidad de evitar empaquetamiento de alimentos y permitir la autolimpieza (Pradeep y col. 2006). Sin embargo, existen factores que pueden comprometer este principio, tal lo es el sobrecontorno de la restauración protésica que conduce acumulo de placa bacteriana, resultante en inflamación y sangrado de los tejidos blandos que le rodea, especialmente en las superficies proximales.

La rehabilitación o prótesis sobre implantes, entre los muchos parámetros a respetar, considera también la relación de longitud Corona :Implante. Tratamientos protésicos emplean una relación Corona - Raíz ideal de 1:2 debido al brazo de palanca generado sobre el diente pilar; principios que son adoptados por la rehabilitación sobre implante, busca insertar en hueso implantes tan largos como sea posible para potenciar dicha relación, y evitar una desfavorable relación que ocasione complicación técnica y biológica disminuyendo la longevidad de la restauración; además se logra variando el diámetro de implante en función del radio óseo disponible. Las prótesis se someten a aumento de fuerzas oclusales al aumenta la relación Corona : Implante. Diferentes autores (Kohal y col. 2003, Misch y col 2005, 2006), confieren mayor importancia a la longitud de la corona en comparación con la relación mencionada. Se describe longitud coronal anatómica, como la distancia comprendida entre el nivel de cresta alveolar o plataforma del implante y el plano oclusal; la cual ocasiona diferencias significativas en el sistema corona-implante, como la relación directa entre el aumento de longitud coronal y el brazo de palanca, conllevando a que la biomecánica produzca fuerzas de estrés a nivel de cuello del implante que potencialmente ocasionan el fracaso de complejo debido a la concentración y distribución de fuerzas aplicadas sobre la restauración e implante, desencadenando excesivo estrés con subsecuente fracaso del implante, pérdida de cresta ósea, fractura del implante, pérdida del tornillo, fractura de la restauración. Por cada milímetro amentado en la longitud coronal aumenta el estrés generado a nivel cervical, en 20%, por lo que la longitud coronal o espacio de la altura coronaria excesivo puede doblar una fuerza y por consiguiente se le

confiere un número 7 en escala de 1 a 10 de factores de fuerza en rehabilitación sobre implantes (Nissan y col. 2011.)

Según refiere la bibliografía, la altura ideal de una corona dirigida a restaurar implantes debe variar entre 8 y 12 milímetros (Sun y col. 2015, Gehrke S y col 2015, Chu y col. 2007), siendo aumentada en caso necesario de cubrimiento del espacio interoclusal, pero aumenta el riesgo de fractura de la restauración o fracaso por variables mecánicas o biológicas.

La resistencia a fuerzas tangenciales por parte del complejo corona implante se ve afectada por la longitud coronal y tipo de conexión empleada. Longitud coronal de 12 mm y conexión interna hexagonal confieren resistencia a la fractura ante fuerzas externas equivalente a 400 N, afectándose negativamente al aumentar la dimensión coronal. Los pilares con conexión interna proporcionan mayor estabilidad y resistencia contra movimientos de rotación, además de dispersar eficientemente las fuerzas aplicadas, al compararse con conexiones externas. Sin embargo, la proyección del pilar dentro del implante puede producir mayor estrés. Estudios han encontrado influencia del tipo de conexión en la resistencia mecánica, pero con muy poca evidencia sobre el efecto de la estabilidad de los pilares ante cargas dinámicas (Becerra y col. 2009).

Debido a la ausencia de ligamento periodontal por la anquilosis funcional entre el implante y el hueso gracias a la oseointegración, el consecuente desempeño biomecánico del implante es totalmente diferente al del diente, entendiéndose que el implante es más propenso a la sobrecarga, atribuyéndosele

ser la potencial causa de pérdida ósea periimplantar y consecuente recesión gingival, que afecta la longevidad del implante, más aun si se suma una parafunción. Por la ausencia de este efecto amortiguador las cargas oclusales deben ser estudiadas por separado, debido a la diferenciación en la anatomía de dientes anteriores y posteriores, y la angulación vestíbulo - palatina dada por el factor anatómico del reborde alveolar que permite mayor libertad de movimiento dental. Estudios refieren un promedio de angulación vestíbulo - palatina para el incisivo central en función a la recepción de la carga, en promedio de 33.50°, incisivo lateral 32.36°, y canino 20.75 ° para una media de 30° de angulación, variando sutilmente entre las diferentes etnias o razas (Tong y col. 2012). Este factor siendo clave en la recepción de fuerzas oclusales que son perpendiculares al eje axial del diente, convirtiéndoles en cargas tangenciales.

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) estandarizandole 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.

Resistencia según el diccionario de la Real Academia de la Lengua (RAE), se refiere a la capacidad de un objeto de resistir, entendiendo por tal, la acción de tolerar, soportar, sufrir u oponerse a la acción violenta de otro objeto. Desde el punto de vista de la física, la resistencia de un elemento se define como su capacidad para soportar esfuerzos y fuerzas aplicadas sin romperse, adquirir deformaciones permanentes o deteriorarse de algún modo. En Odontología, es la cantidad de energía que puede absorber un material cuando es sometido a una tensión que no produce en él deformación permanente.

Para medir la resistencia de un material, valiéndose pues, 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.

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

1.6 OBJETIVOS

Objetivo 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 ante fuerzas oblicuas en el sector anterior

Objetivos específicos:

Definir la resistencia máxima que presenta un Ti Base al cementar coronas monolíticas de zirconio de 11mm.

Determinar la resistencia máxima que presenta un Ti Base al cementar coronas monolíticas de zirconio de 14mm.

Establecer el tipo de falla con mayor prevalencia que se presenta para cada una de las longitudes coronales definidas.

2. ASPECTOS METODOLOGICOS

2.1 TIPO DE ESTUDIO: Cuasi-experimental in vitro.

2.2 OBJETO DE ESTUDIO: Resistencia de Ti Base

2.3 UNIDAD DE OBSERVACIÓN: Ti Bases, Coronas

2.4 INSTRUMENTO DE MEDICIÓN: Instron

2.5 UNIDAD DE MEDIDA: Newtons

2.6 MUESTRA: 20 implantes C1, Ø3.75, L10. MIS Conexión cónica

10 coronas monolíticas de 11mm, y 10 Coronas monolíticas de 14mm

20 Ti Bases

2.7 CRITERIO DE SELECCIÓN: Ti Bases, Material de la restauración

2.8 VARIABLES DEPENDIENTE: falla en la corona, en ti base o implante.

2.9 VARIABLES INDEPENDIENTE: Longitud de las coronas, Cargas oblicuas

Figura 1. Diseño gráfico.

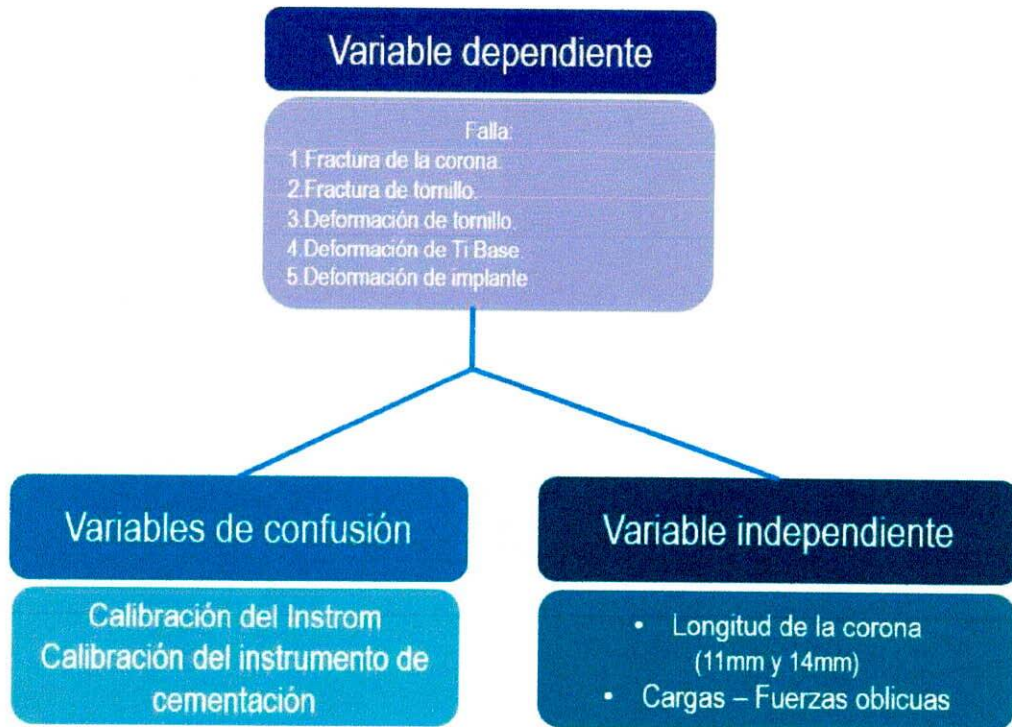


Figura 2. Operacionalización de las variables.

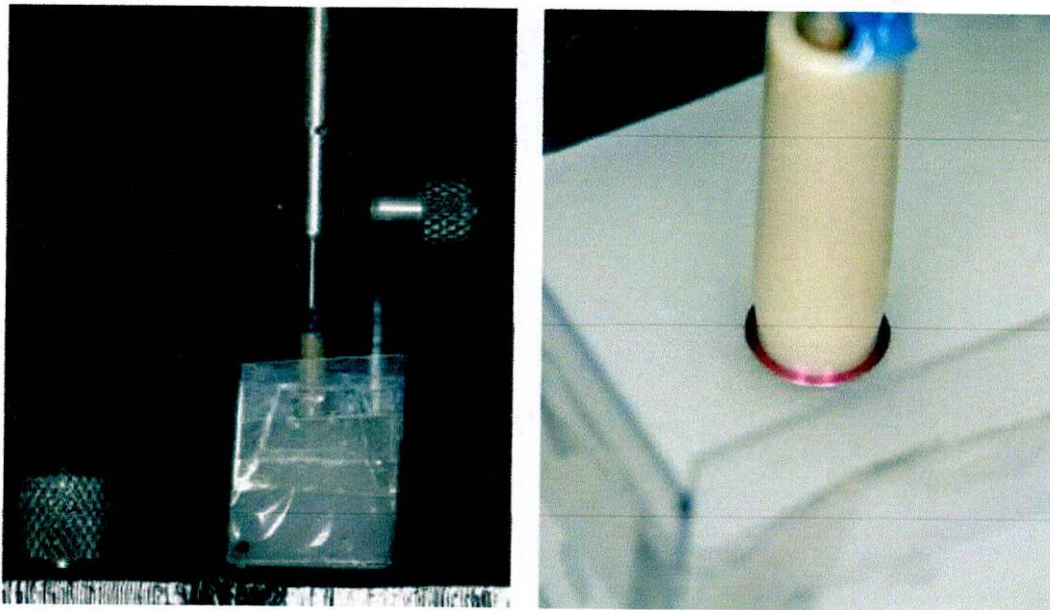
NOMBRE DE LA VARIABLE	DEFINICIÓN	NATURALEZA	TIPO DE VARIABLE	OPERACIONALIZACIÓN	NIVEL DE MEDICIÓN	INSTRUMENTO DE RECOLECCIÓN
Falla: 1. Fractura de la corona.	Perdida de unión en el mismo material debido a fuerzas tensiles o compresivas	cuantitativa	Dependiente	150nw Hasta el momento de la falla	Intervalo	Fotografía
Falla: 2. Fractura de tornillo.	Perdida de unión en la interfase del bastago y el cuerpo del tornillo debido a fuerzas tensiles o compresivas	cuantitativa	Dependiente	650nw Hasta el momento de la falla	Intervalo	Fotografía
Falla: 3. Deformación de tornillo.	Cambio en el tamaño o forma de un cuerpo debido a esfuerzos internos o externos	cuantitativa	Dependiente	550nw Hasta el momento de la falla	Intervalo	Fotografía
Falla: 4. Deformación de Ti Base.	Cambio en el tamaño o forma de un cuerpo debido a esfuerzos internos o externos	cuantitativa	Dependiente	550nw Hasta el momento de la falla	Intervalo	Fotografía
Falla: 5. Deformación de implante	Perdida de continuidad del material debido a fuerzas tensiles o compresivas	cuantitativa	Dependiente	550nw Hasta el momento de la falla	Intervalo	Fotografía
Longitud de la corona	Distancia que existe entre el borde incisal hasta la base del pilar	Cuantitativa	Independiente	11 milímetros 14 milímetros	Nominal Binominal	CAD/CAM
(Carga mínimas Cargas máximas) Fuerzas tangenciales	Fuerzas intencionales directas a través de un eje no longitudinal en movimientos de oclusión normalizados en el sector anterior.	Cuantitativa	Independiente	130° Inclinación 150-235Newtons 780 Nw	Continua	Instrom

2.10 PROCEDIMIENTO

- Preparación de los especímenes

20 implantes de aleación de titanio (Grado 23, Ti6Al4V ELI) 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 20mm de resina acrílica de autocurado (Veracril; New Stetic S.A., Colombia) con un módulo elástico semejante al hueso (18Mpa) (Rho y col. 2010), y la plataforma a nivel de la misma (Almeida y col. 2013).

Figura 3. Posicionamiento del implante en el cubo a 90 grados.



Siguiendo el patrón del encerado de la corona de un incisivo central superior con dimensiones anatómicas promedio: se fresaron 20 coronas monolíticas de zirconio por técnica CAD/CAM (Milling M1, ZirkonZahn, Italia), divididas en dos grupos de 10 unidades cada uno, grupo 1 de 11mm y grupo 2 de 14mm de longitud, se sinterizaron a 1600 °C, y posterior a ello se aplicó el glaseado. La superficie a

cementar se areno con partículas de óxido de aluminio de 110 μ m de tamaño, a 3.5 bar como indica la casa fabricante y envueltas en una gasa se sumergieron en el ultrasonido con agua destilada.

Figura 4. Encerado de la corona de 11mm sobre el Ti base

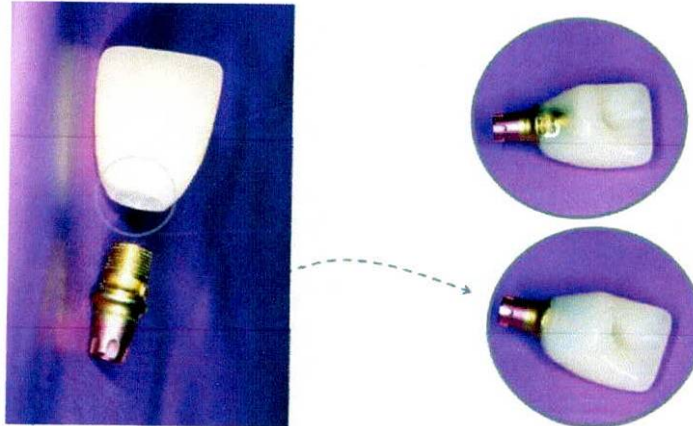


Figura 5. Escaneado del Ti base, de la corona de 11mm y de 14mm.

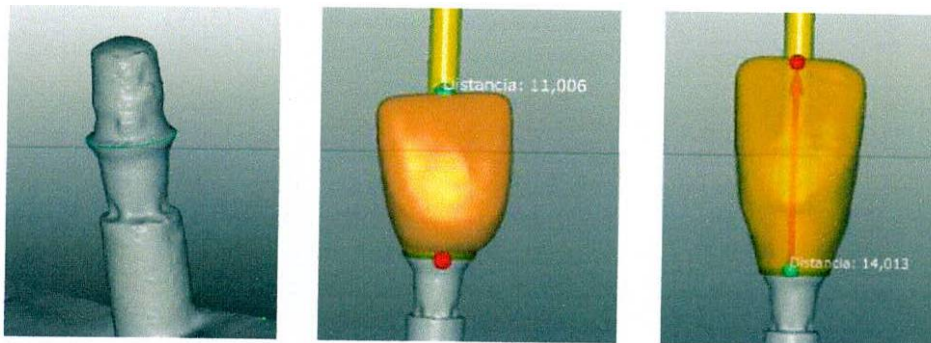


Figura 6. Glaseado de coronas monolíticas de Zirconio

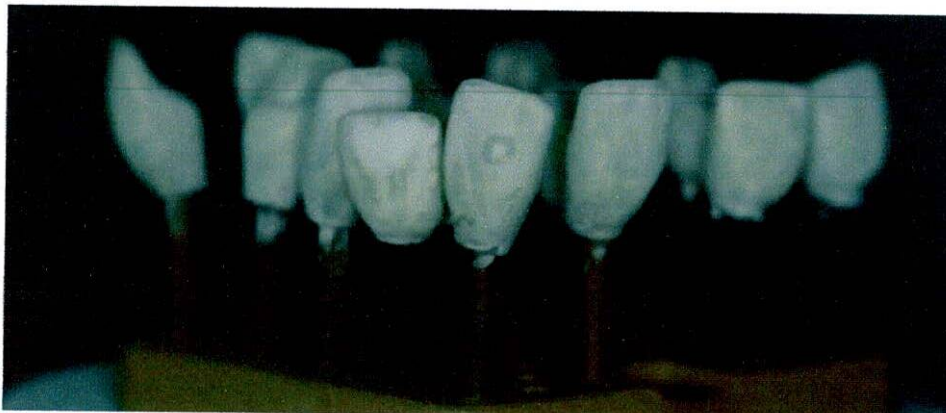
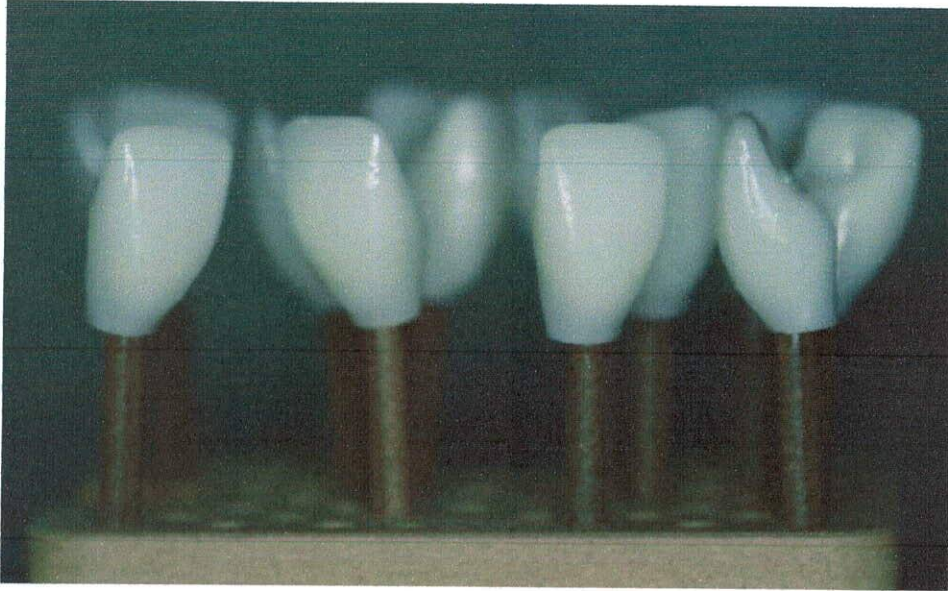


Figura 7. Coronas glaseadas y sinterizadas



La cementación de las coronas fue realizada por un solo operador calibrado, se procedió a limpiar la superficie interna de la corona con alcohol, 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 (Monobond N; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) y luego permite secar al aire libre.

Figura 8. Limpieza y desinfección del intalgio de la corona

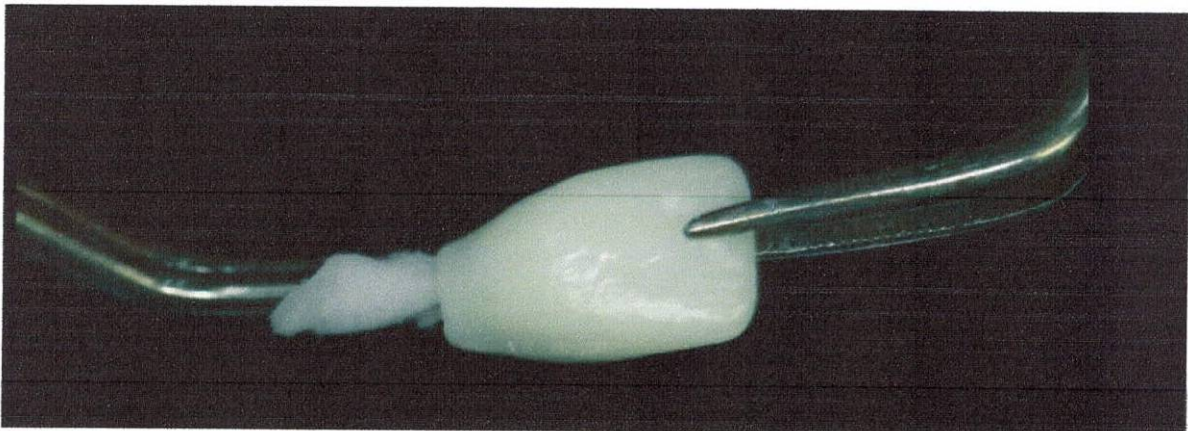


Figura 9. Aplicación del Monobond (Silano)



Los 20 Ti Base anti rotacional de conexión cónica, y plataforma standard (MIS Implants Technologies Ltd, Israel) fueron fijados a un análogo, se colocó un cilindro de poli tetrafluoretileno manualmente confeccionado, en el canal de acceso del tronillo de fijación como dispositivo de aislamiento.

Figura 10. Dispositivo de poli tetrafluoretileno, en el canal de acceso del Ti base



Se aplicó adhesivo (Single Bond Universal; 3M ESPE, Alemania) en el intalgio de la corona y superficie del Ti Base, se retiraron excesos aireando para recubrir con cemento resinoso de curado dual (RelyX Ultimate Clicker; 3M ESPE, Alemania) ambas superficies, se fijó la corona al Ti Base manualmente, manteniendo presión táctil y se eliminaron excesos (Blatz y col. 2009), para

seguidamente fotopolimerizar en el margen de cementación durante 40 segundos (Elipar; 3M ESPE, Alemania) por cada superficie.

Figura 11. Aplicación de adhesivo universal en las superficies a cementar

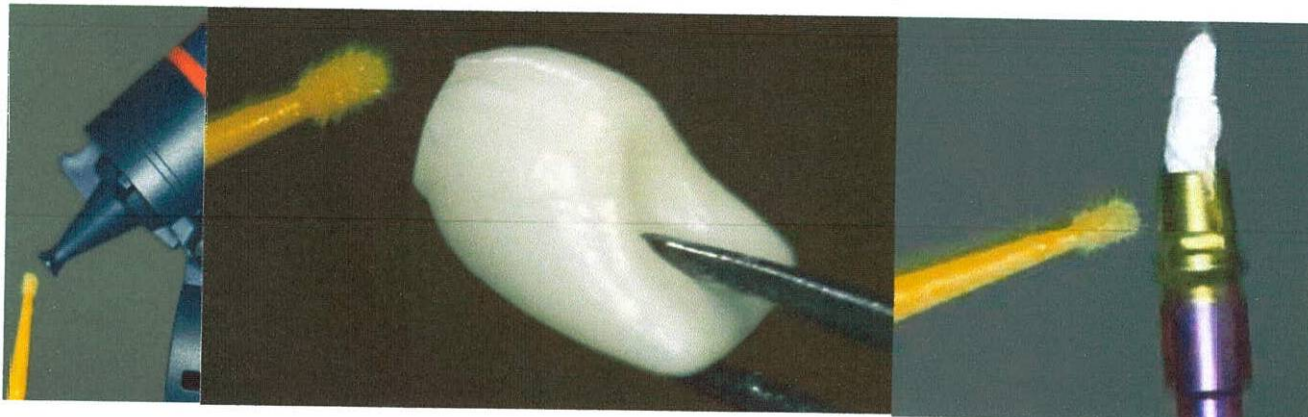


Figura 12. Cemento RelyX Ultimate Clicker utilizado para la cementación

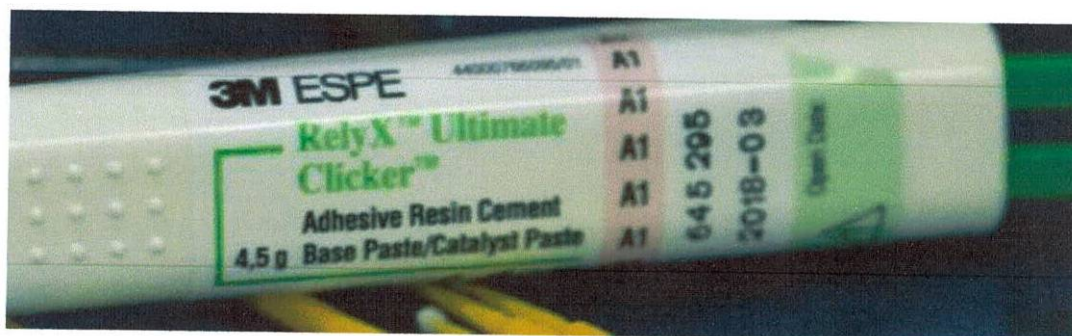


Figura 13. Aplicación del cemento tanto en el Ti base como en la corona

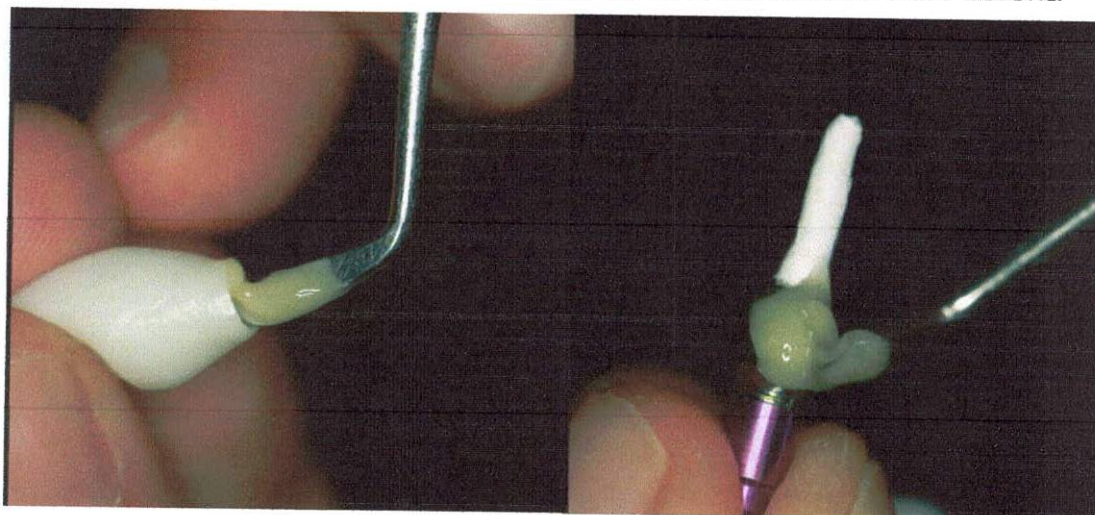


Figura 14. Asentamiento de la corona en el Ti base y remoción de excesos de cemento

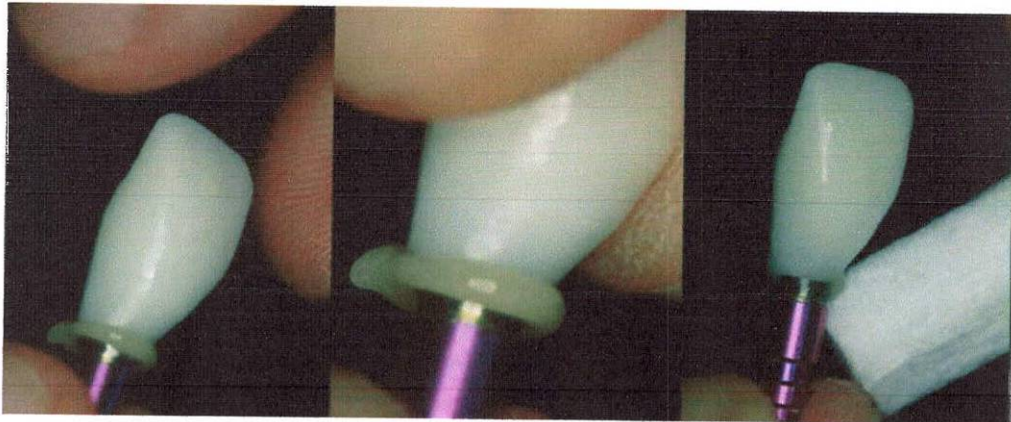
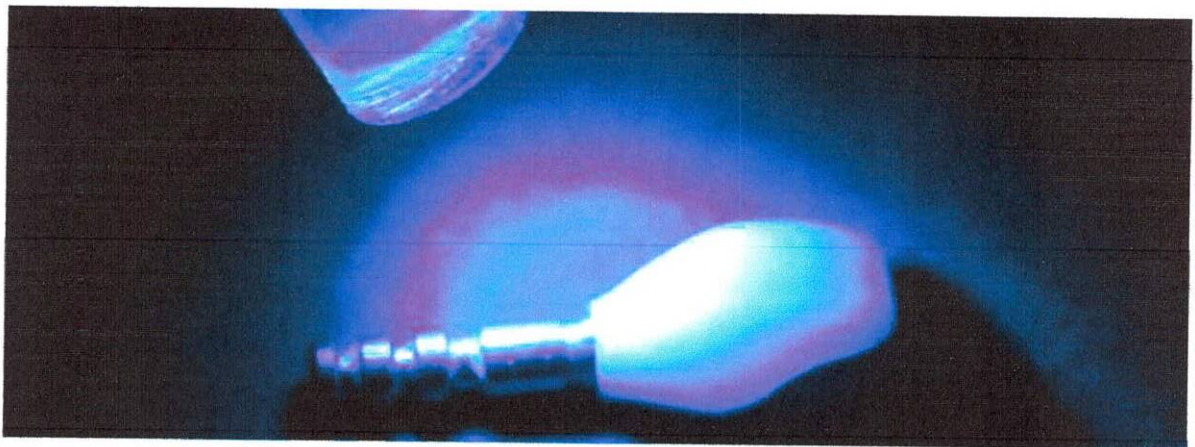


Figura 15. Fotopolimerización



20 coronas se atomillaron y torquearon (MT-RI040; MIS Implants) a 30 NW siguiendo las indicaciones del fabricante, y repitió tras diez minutos evitando posible aflojamiento del tornillo (Farina A. y col. 2015 y Spazzin A. y col 2010)

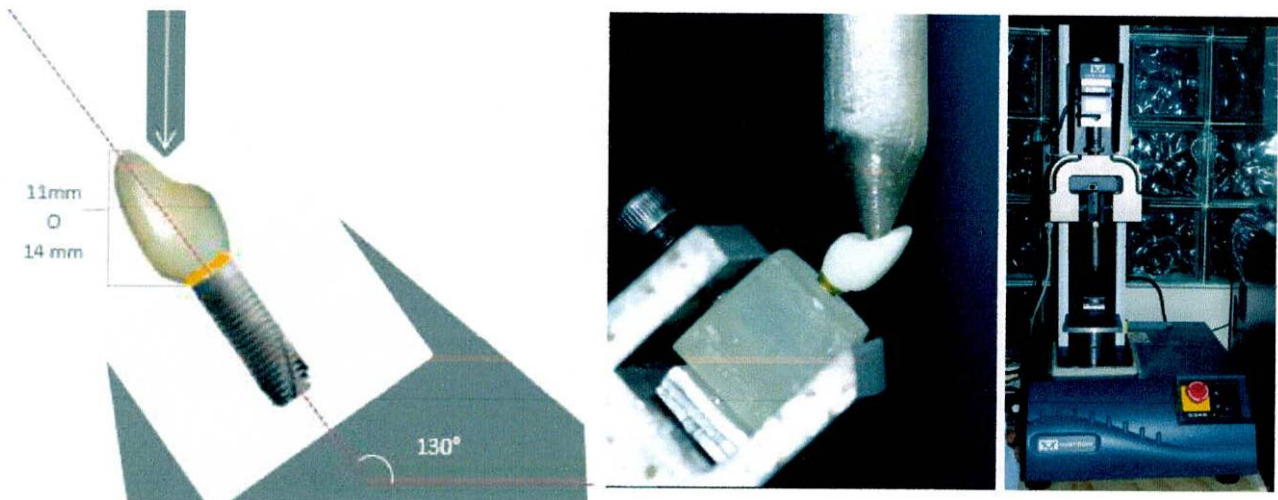
Figura 16. Coronas torqueadas a los implantes



- Prueba mecánica

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) (Figura 17) a formar con la barra y punta de acero esférica de 2mm^2 , a 2 mm del borde incisal (Figura 17) 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)

Figura 17. Diseño de la ubicación de la muestra en un momento de prueba en el Instron



2.11 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Luego de la aplicación de la carga los datos fueron agrupados en el instrumento de recolección creado en Microsoft Excel, para ser analizados por software SPSS (versión N. 23). Se aplicó la prueba Shapiro Wilks para determinar

si la distribución de los datos tienen o no normalidad, posteriormente se aplicó la prueba Grubbs para determinar presencia de valores atípicos, la prueba T para evaluar si los grupos difieren entre sí de manera significativa respecto a sus promedios. Y por último se aplicó la prueba Chi-cuadrado para determinar la asociación del tipo de falla con cada grupo. El nivel de significancia fue de $P < 0,05$

3. RESULTADOS

Las muestras sometidas a carga en este experimento exhibieron valores de falla para ambos grupos entre 406N y 814N, siendo la media para el grupo 1 de 605N y para el grupo 2 de 556N. Se obtuvieron diferentes tipos de fallas en el complejo corona-abutment-implante mostradas en la tabla 2.

Para el 100% de la muestra se produjo deformación de la plataforma del implante, del Ti Base y del tornillo (Figura 21). Solo se produjo desalojo de la corona del ti base, tras fractura del zirconio en 8 coronas siendo el 90% de estas de 14mm, existiendo a mayor longitud coronal mayor fractura de la misma y a menor longitud coronal mayor fractura del tornillo. En las muestras que presentaron fractura se dio a nivel cervical en zonas mesial, distal, vestibular o lingual. En la visualización de las fallas de los especímenes se observó un modo homogéneo de fallas para cada grupo.

Tabla 1. Valores obtenidos durante la carga estática en ambos grupos (Newtons)

Grupos	N	Media	Mínimo	Máximo
(1)11mm	10	605,981	482,121	798,111
(2)14mm	10	556,858	406,924	814,285

Tabla 2. Tipos de fallas y frecuencia de expresión

<i>Falla</i>	<i>11mm</i>	<i>14mm</i>	<i>n</i>
1.- Fractura Corona	1	7	8
2.- Fractura Tornillo	6	2	8
3.- Deformación Tornillo	10	10	20
4.- Deformación Ti base	10	10	20
5.- Deformación de la plataforma	10	10	20

Tabla 3. Valores individuales de resistencia de coronas monolíticas de 11mm y 14mm cementadas a Ti Bases

<i>Identificación de muestra</i>	<i>Grupo</i>	<i>Fuerza máxima</i>	<i>Falla Presentada*</i>
		<i>aplicada (N)</i>	
1	1	601,581	3. 4. 5.
2	1	610,527	2. 3. 4. 5.
3	1	772,237	2. 3. 4. 5.
4	1	644,665	3. 4. 5.
5	1	515,752	1. 3. 4. 5.
6	1	648,467	2. 3. 4. 5.
7	1	482,121	2.3. 4. 5.
8	1	798,111	3. 4. 5.
9	1	500,914	2. 3. 4. 5.
10	1	485,442	2. 3. 4. 5.
11	2	557,078	3. 4. 5.
12	2	568,402	1. 3. 4. 5.
13	2	406,924	1. 3. 4. 5.
14	2	481,076	2. 3. 4. 5.
15	2	769,875	1. 3. 4. 5.
16	2	814,285	1. 3. 4. 5.
17	2	431,674	2. 3. 4. 5.
18	2	511,988	1. 3. 4. 5.
19	2	487,595	1. 3. 4. 5.
20	2	539,689	1. 3. 4. 5.

*Ver tabla 2 donde se enumera cada tipo de falla.

Clínicamente se observó el momento en el que se presentó la falla, por lo que el sistema se detenía y se procedió a tomar fotografía que corroboraba la falla

Figura 18. Falla en zona cervical de corona de 14mm

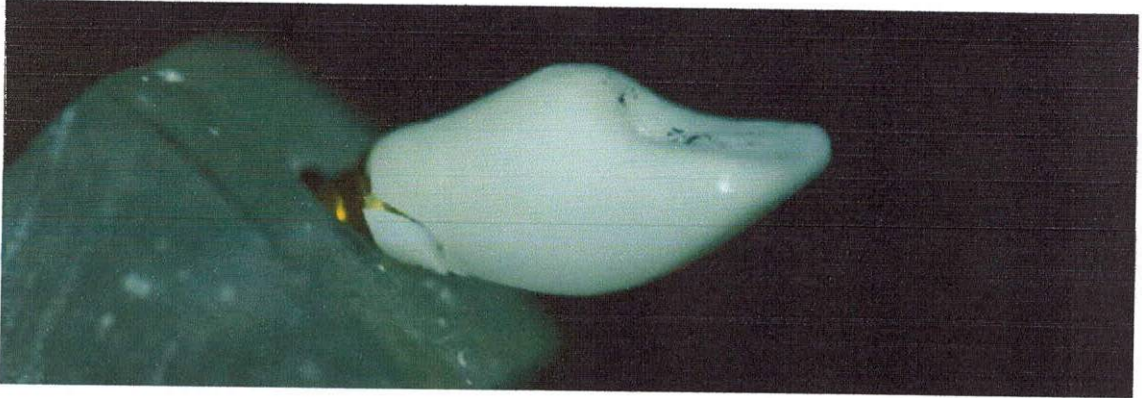


Figura 19. Fractura coronal

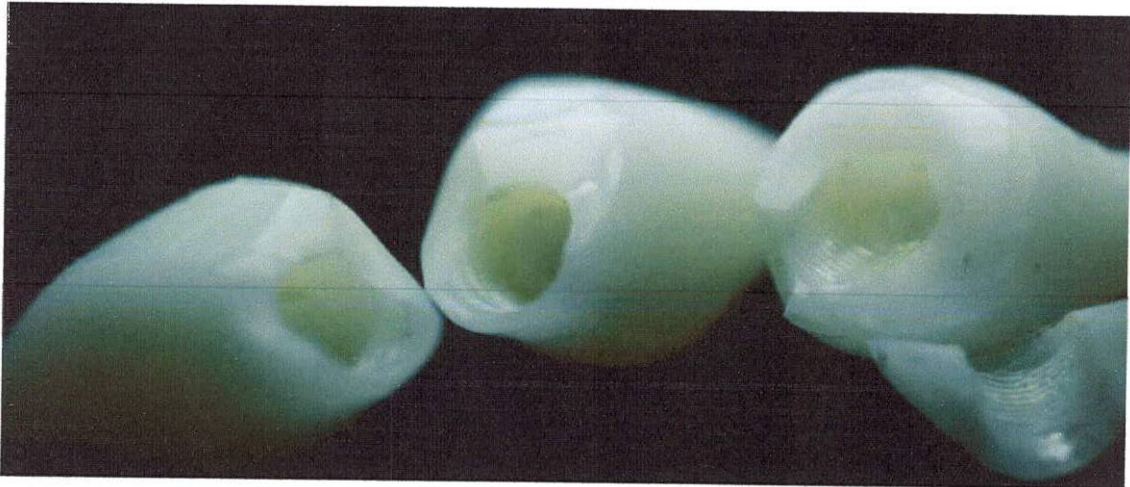


Figura 20. Deformación del Ti base



Figura 21. Tipos de fallas: A. Deformación del Ti base, B. Deformación del implante y del tornillo, fractura del tornillo, C. Fractura coronal con deformación del Ti base

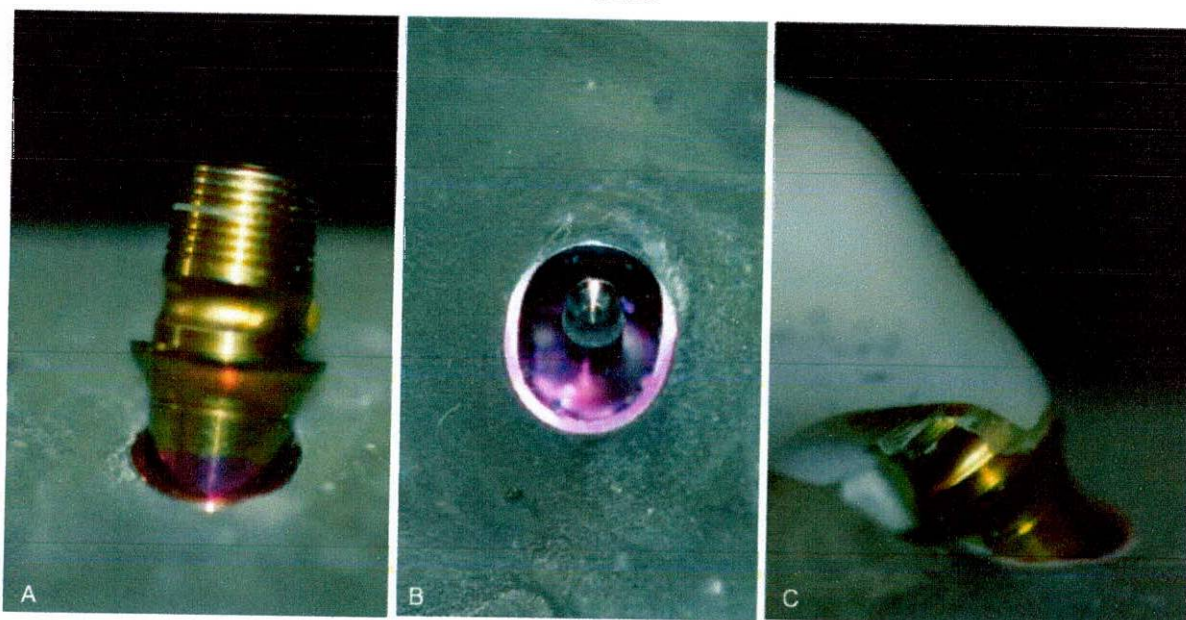


Figura 22. Gráfico de Comparación de la variación en resistencia de ambos grupos

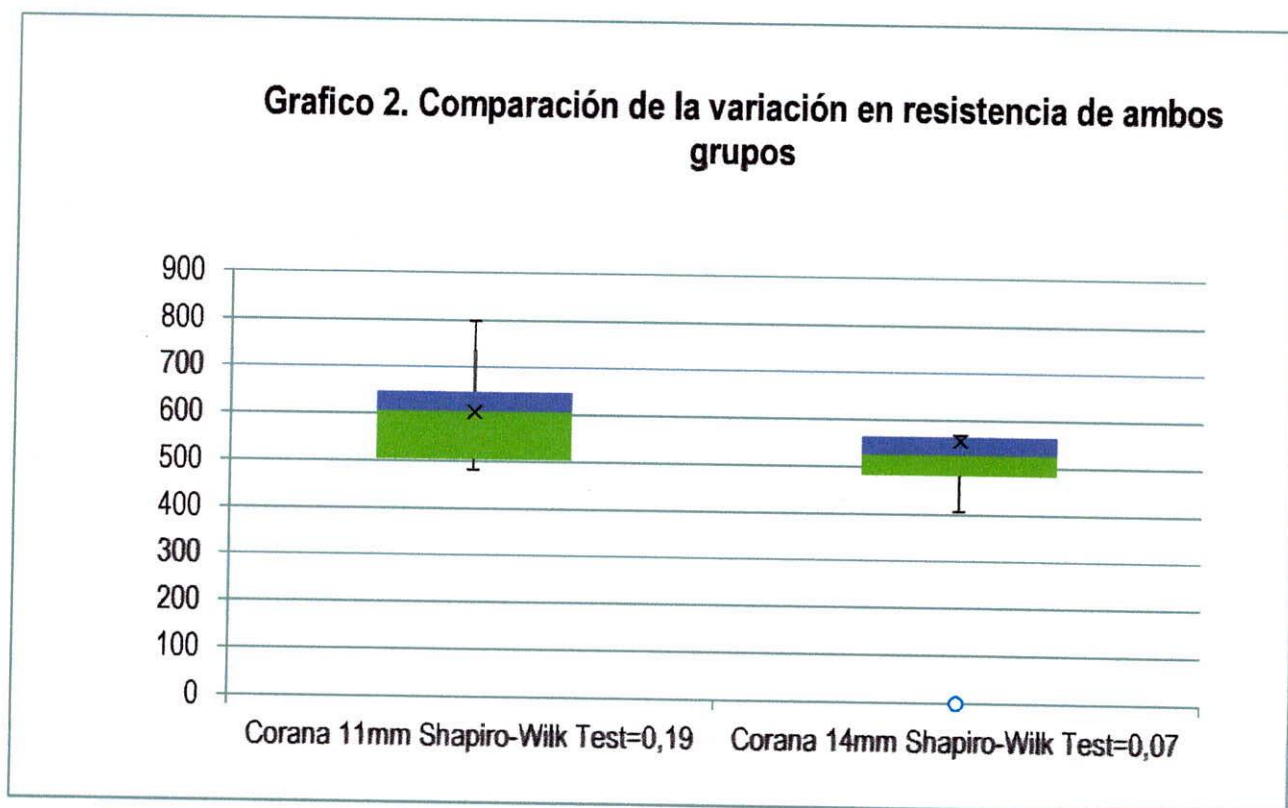
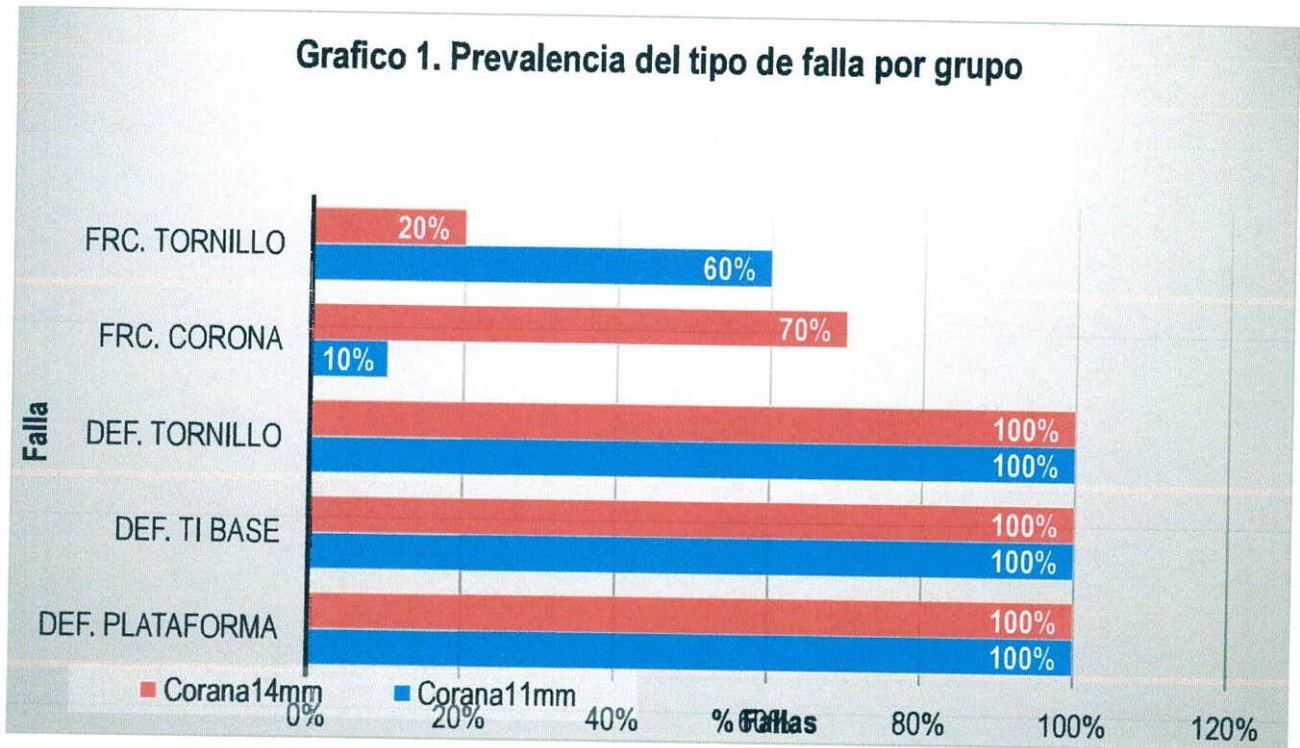


Figura 23. Gráfico de Prevalencia del tipo de falla por grupo



4. DISCUSION

En este estudio in vitro se demostró que un Ti Base cementado a diferentes longitudes coronales posee una máxima resistencia bajo carga estática de 814N, siendo el promedio de ambos grupos 581N, mayor a la establecida fisiológicamente en el sector anterior en condiciones de normalidad, sin diferencia estadísticamente significativa entre ambos grupos ($p = 0.389$), por lo que se rechaza la hipótesis nula. Estos valores similares a las pruebas realizadas por Ronsentritt y col. 2014 con un valor de 545N presentándose deformación y ruptura del tornillo, al igual que Alsahhf A. y col. 2016, alcanzando 660N con deformación del Ti Base, fractura del tornillo y deformación del implante.

Los Ti Bases sometidos a carga soportaron fuerzas mayores a los patrones normales en el sector anterior, específicamente en el incisivo central superior, en el cual, se ejerce una carga fisiológica de 120N (Ferrario V. y col. 2004), y máxima de 270N (Kiliaridis Sy col 1993) por lo que se puede considerar el Ti Base un dispositivo de alta resistencia y confiabilidad en estudios de laboratorio ante cargas oblicuas características del sector anterior, relacionándose con seguridad clínica expresada por Koc y col. 2010, específica para una restauración implanto soportada al tolerar 390N durante la masticación bajo fuerzas compresivas. Sin embargo, bajo situaciones extremas se puede producir deformación en los componentes metálicos, reflejada en la misma dirección de la aplicación de carga, en este caso palato-vestibular, atribuyéndose al espesor reducido de las paredes de titanio tanto del implante (0,30mm) como del Ti Base (Jesus R. y col. 2011) existiendo mayor susceptibilidad de falla por fatiga en sistemas de implantes con plataforma estrecha y estándar al compararse con plataformas de mayor diámetro (Nguyen H., y col. 2009). Se observó mayor espesor del Ti Base en la porción coronal que en el segmento en contacto con el implante (0,15mm), lugar donde se produce la deformación del mismo. En aquellos donde se presenta fractura del tornillo se dió en la unión de la cabeza con el vástago.

Durante la prueba inició la deformación de los componentes de titanio a 390N aproximadamente, donde Alsahhaf y col. 2017 reportan valores de 377N, por lo que se recomienda el empleo del abutment de dos piezas por su comportamiento mecánico similar a pilares metálicos.

Almeida y col. 2013, aplican cargas a pilares de titanio con coronas metálicas (Co-Cr) sobre implantes de conexión cónica en el sector anterior, todos los tornillos de fijación y pilares de conexión cónica sufrieron deformación, con promedio de resistencia de 759N, permaneciendo todos los implantes intactos; adicionalmente, Joda y col. 2015 presencian la deformación plástica del implante, pilar de titanio y el tornillo, con un promedio de falla de 675N. A diferencia del estudio realizado por Gehrke y col. 2014 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 eran completamente lisos y sin retenciones, por lo que se realizó tratamiento de superficie.

Mangano y col. 2011 consideran la conexión cónica de alta fidelidad ante falla casi nula por aflojamiento del pilar en 0.37% en este estudio prospectivo de 2.549 implantes durante 6 años. Leutert C. y col. 2012 en un análisis in vitro de tres diseños de abutment diferentes, concluyen que el material del abutment y diseño de la conexión afectan los resultados de los momentos de esfuerzo en carga estática y mientras más desajuste exista entre el abutment y el implante será significativamente mayor las fallas presentadas.

El valor promedio de carga estática de ambos grupos en el presente estudio puede estar atribuido a la fricción mecánica generada por el diseño interno de ambas estructuras que reduce el micro movimiento durante la carga (Al-turki L. y col. 2002) aunado a la fijación brindada por el apretamiento del tornillo que resulta en soporte de cargas funcionales excesivas (Merz B. y col 2009), y la

cementación favorecida por la traba mecánica de las superficies de las estructuras; el Ti Base posee aros de retención horizontales y un surco guía vertical, con un espacio de cementación de $0,20\mu$ el cual fue planificado para permitir la inserción de la corona sobre el Ti Base; además del arenado del intalgio de la corona que genera diferencias significativas en el proceso de cementación (Beuer F. y col. 2012).

A 512N se produjo la fractura del zirconio en el tercio cervical, sin descementación, mayormente en el grupo 2. Esta puede ser atribuida a la carga ejercida en la superficie palatina, generando tensión cervical de los componentes y compresión vestibular. Por simulación del perfil de emergencia se genera menor espesor del material (Figura 4), por ende, mayor fragilidad, que al generar un brazo de palanca en situación de stress desencadena una falla, esto a pesar de ser un material de alta resistencia, que puede aumentar por el glaseado (Strub J. y col. 2003). Sin embargo, se recomiendan más estudios de este campo para así estandarizar el volumen del zirconio en la zona y evitar afectar las propiedades mecánicas del material.

Cabe resaltar dentro de los estudios in vitro actuales consultados, poseen muestras que no se asemejan a la realidad clínica, empleando diseños protésicos coronales con dimensiones y materiales irreales. Dentro de los pocos estudios con coronas anatómicas de dimensiones reales, Elsayed y col. 2016, no encontró 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 del presente estudio, donde

se debe considerar la dispersión de la fuerza a través de una estructura monolítica que favorece las propiedades físicas del zirconio.

Los valores obtenidos representan el peor escenario de carga, el máximo momento de estrés. Al ser un estudio in vitro con aplicación de carga estática, es indicativo de la durabilidad de una restauración cerámica y posibles factores causales de falla y/o éxito clínico (Ekfeldt A. y col. 2016) Este estudio es una base para futuras investigaciones que incluyan pruebas dinámicas y termociclado a largo plazo, de mayor semejanza a la condición intraoral y con diferentes materiales de restauración como lo es la cerámica de blindaje sobre diferentes sustratos. Sin embargo, Ekfeldt y col. 2011 y 2016; Zembic y col. 2015; Passos y col. 2016; concluyen que el envejecimiento del zirconio parece ser menos importante que la incidencia de fracturas por el diseño del abutment, por ello el enfoque de estudio a sumar información en este tópico.

5. CONCLUSIONES

Basado en los resultados del presente estudio y la limitación que este ha tenido, el uso de Ti Base en conjunto con restauraciones monolíticas de zirconio es una alternativa viable dentro de las opciones de tratamiento para restauraciones únicas en el sector anterior, siguiendo estrictamente el protocolo adhesivo que recomiende el fabricante de cada componente; además, tomando en cuenta la importancia que representan las retenciones o muescas de la superficie coronal del Ti Base que se seleccione.

Las fallas que se presentaron en ambos grupos se dieron en valores superiores a los encontrados en la cavidad oral en situación de normalidad.

En escenarios clínicos con diferentes longitudes coronarias se puede inferir que el comportamiento es parecido, ya que los valores medio de falla no tuvieron diferencias significativas en el análisis estadístico.

6. RECOMENDACIONES

- Dar continuidad a la línea de investigación con empleo de estructuras y condiciones de estudio de mayor semejanza a la realidad clínica.
- Realizar termociclado, para determinar comportamiento de cementación ante carga dinámica, humedad y condición térmica.
- Variar el recubrimiento cerámico y material del pilar a cementar sobre el Ti Base.

7. BIBLIOGRAFIA

- Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, et al. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1986; 1(1): 11 – 25.
- Almeida E, Freitas A, Bonfante E, et al. Mechanical testing of implant-supported anterior crowns with different implant/abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013; 28(1): 103 – 8.
- Alsahhaf A, Spies B, Vach K, et al. Fracture resistance of zirconia-based implant abutments after artificial long-term aging. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017; 66: 224 – 32.
- Al-Turki L, Chai J, Lautenschlager E, et al. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont*. 2002; 15(1): 38 - 42.
- 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.
- Bayne S, Heymann H. CAD/CAM in dentistry: present and future applications. *Quintessence Int (Current Concepts)* 1996; 27: 431 – 3.
- 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.
- Inokoshi M, De Munck J, Minakuchi S, et al. Meta-analysis of bonding effectiveness to zirconia ceramics. *J Dent Res.* 2014; 93 (4): 329 – 34.
- 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, Finley J. 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.
- de Moraes 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.
- Pedrola F. *Implantología oral: alternativas para una prótesis exitosa.* 1 ed. Bogotá: Amolca; 2008. p. 51-64; 153 - 66.
- Pradeep A, Karthikeyan B. Peri-Implant papilla reconstruction: realities and limitations. *J Periodontol.* 2006; 77(3): 534 - 544.
- 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.
- Sailer I, Makarov N, Thoma D, et al. Corrigendum to “All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the

- survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs)" [Dental Materials 31 (6) (2015) 603 – 623]. Dent Mater. 2016; 32(12): e389 – e390.
- 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, Berglundh 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.

- Zembic A, Philipp O, Hämmerle H, et al. Eleven-year follow-up of a prospective study of zirconia implant abutments supporting single all-ceramic crowns in anterior and premolar regions. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015; 17(2): e417 – 26.
- Zitzmann N, Krastl G, Hecker H, et al. Strategic considerations in treatment planning: deciding when to treat, extract, or replace a questionable tooth. *J Prosthet Dent.* 2010; 104(2): 80 - 91.