

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

### IN VITRO PERFORMANCE OF TITANIUM BASES CEMENTED TO ZIRCONIUM MONOLITHIC CROWNS OF 11MM AND 14MM UNDER OBLIQUE FORCES IN THE ANTERIOR ZONE

Arrieta M<sup>1</sup>, Lendewig B<sup>1</sup>, Rotonda M<sup>1</sup>, Zambrano J<sup>1</sup>,  
Peña A<sup>2</sup>, Parra D<sup>3</sup>

#### RESUMEN

**Propósito:** Identificar 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, divididas en dos grupos: "Grupo 1" de coronas de 11mm y "Grupo 2" de 14 mm de longitud, se glasearon y cementaron a 20 Ti base de 4mm con cemento resinoso de curado dual, y torqueadas a 20 implantes de conexión cónica previamente sumergidos en cubos de resina. Luego sometidas a fuerzas estáticas a 30° del eje longitudinal del implante, a 2mm del borde incisal, usando una máquina de carga universal 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. Los resultados fueron analizados estadísticamente.

**Resultados:** La media de los valores de resistencia fue de 605N para el grupo 1 y 556N para el grupo 2, sin diferencia estadísticamente significativa entre ambos grupos ( $p = 0.389$ ). El modo de falla fue mixta, en algunos casos se produjo desalojo 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 normalidad en la cavidad oral. El valor medio de la resistencia varió en ambos grupos, indicando 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 CLAVE:** Ti Base, base de titanio, inserto de titanio, corona monolítica de zirconio, conexión cónica, abutment híbrido, abutment de dos piezas.

#### ABSTRACT

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

**Materials and Methods:** 20 CAD/CAM manufactured zirconia crowns divided in two groups of 11mm (group 1) and 14 mm (group 2) length, were glazed, bonded to a prefabricated 4mm titanium base using resin-based luting agent, and torqued to 20 conical connection implants embedded in resin. Static force was applied at 30° angle to the long axis of the implant/abutment/crown complex, at 2mm from the incisal edge, using the 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 resistance against static oblique force of group 1 and 2 ( $p = 0.389$ ). Failure modes were mixed, in some cases resulting in dislodgement of the Ti Base-zirconia complex, all specimens showed plastic deformation of metallic components.

**Conclusion:** The 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. Difference between the mean strength values of the tested groups indicates that crown length plays an important role on the Ti Base resistance. However, the statistical analysis revealed that this difference was not significant.

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

<sup>1</sup> Odontólogo, Estudiante postgrado de Prosthodontia, Institución Universitaria Colegios de Colombia, UNICOC. Bogotá.

<sup>2</sup> Odontólogo, Especialista en Rehabilitación Oral – Docente de postgrado, Institución Universitaria Colegios de Colombia, UNICOC. Bogotá D.C. – Asesor Científico.

<sup>3</sup> Odontóloga, Especialista en Epidemiología – Docente de postgrado, Institución Universitaria Colegios de Colombia, UNICOC. Bogotá D.C. – Asesora Metodológica.

---

# Comportamiento in vitro de bases de titanio cementadas a coronas monolíticas de zirconio de 11mm y 14mm ante fuerzas oblicuas en el sector anterior.

---

Marielvi Rotonda, Bonnie Lendewig, Julio Zambrano, Mayerlis Arrieta

## 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 desalojo 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 diferencias estadísticamente significativa entre ambos grupos.

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

## INTRODUCCIÓN

El implante dental y su restauración final se ha convertido en un tópico común en el área de la odontología debido a su predictibilidad con una tasa de supervivencia del 96 %<sup>1-2</sup>. 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<sup>3</sup>, para así dar inicio al del proceso restaurador, donde se inició el desarrollo de aditamentos, con el fin de crear una estructura exactamente igual a un diente. Los primeros pilares eran fabricados con aleaciones metálicas coladas, no proporcionaban suficiente exactitud en la conexión, generando micromovimientos entre el implante y el pilar desencadenando fallas biológicas, mecánicas y estéticas<sup>4</sup>.

Con la introducción del sistema CAD / CAM (Computer Aid Desing/ Computer Aid Manufacturing) en 1971<sup>5</sup>, no solo evolucionaron las medidas de adaptación, sino también los materiales dentales, introduciendo al mercado el zirconio caracterizado por una resistencia flexural 900 – 1200 MPa, resistencia a fractura 9 – 10 MPa<sup>6</sup> y por ser biocompatible. su mayor ventaja su amigable comportamiento en restauraciones altamente estéticas, evitando así la translucidez del color del pilar a través del periodonto<sup>7</sup>.

Ha sido 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<sup>8</sup>. En el caso específico de los pilares de zirconio sus características físicas sometidas a cargas cíclicas, produjeron fallas en el área en cuestión<sup>9-11</sup> ya que ángulos agudos característicos del último poseen menor espesor y por ende más propensos a la fractura<sup>12</sup>. 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, dando inicio al concepto de base de titanio<sup>13</sup> 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, consiste en un Ti Base cementado a una

supraestructura de zirconio o de disilicato de litio<sup>14</sup>. Con la creación de este concepto se genera 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. Sin embargo, se afirma que el Ti Base mejorara la resistencia a la fractura de los abutment de zirconio<sup>15-16</sup>. Estudios in vitro han comparado las propiedades mecánicas de abutments de zirconio de una pieza y de dos piezas, siendo el valor máximo en carga estática para los de dos piezas<sup>17</sup>. Sin embargo, los estudios anteriormente realizados utilizan una estructura intermedia entre la corona y el ti base, y sobre este complejo se aplica la carga. En la actualidad buscando simplicidad en los tratamientos surge la duda de cómo es el comportamiento del Ti Base cementado directamente a coronas monolíticas, sin sustratos intermedios.

Las longitudes coronales del sector anterior juegan un papel importante en la supervivencia de las restauraciones variando por factores, como la raza, la etnia, la fisionomía, de la mano con la variabilidad biológica. La longitud promedio del incisivo central superior es 10.23 mm<sup>18-19</sup>. 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<sup>20</sup>. La longitud de la corona clínica conforma el contorno crítico<sup>21</sup>, 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 no se conoce con exactitud cuanta fuerza soporta esta unión para estas longitudes coronales. 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, características del sector anterior.

## MATERIALES Y METODOS

### *Preparación de los especímenes*

20 implantes de aleación de titanio (Grado 23. Ti<sub>6</sub>Al<sub>4</sub>V ELI) 10mm de longitud, plataforma 3.75mm de diámetro y conexión cónica (C1; MIS Implants Technologies Ltd, Israel) se posicionaron con un 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)<sup>22</sup>, con la plataforma a nivel de la misma<sup>23</sup>. Siguiendo el patrón de



**Figura 1. Coronas monolíticas de zirconio de 11mm y de 14mm cementadas al Ti Base**

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 110µm de tamaño, a 3.5 bar como indica la casa fabricante y envueltas en una gasa se sumergieron en el ultrasonido con agua destilada.

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.

20 Ti – Base anti rotacional de conexión cónica, y plataforma standard (MIS Implants Technologies Ltd, Israel) 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.

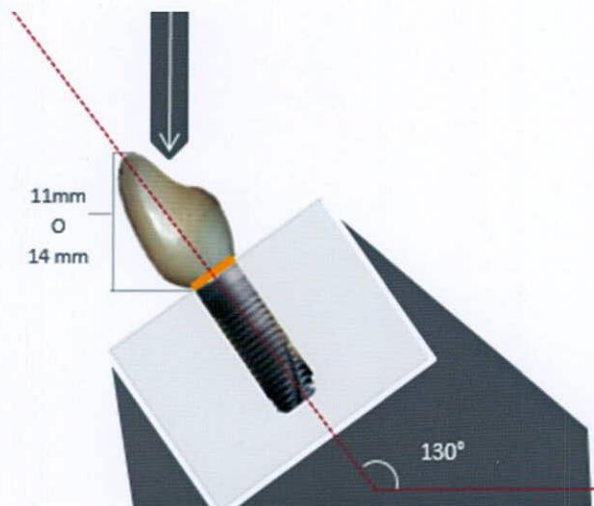
Se aplicó adhesivo (Single Bond Universal; 3M ESPE, Alemania) en el intaglio de la corona y superficie del Ti Base, se retiraron excesos aireando para recubrir con cemento resinoso de curado dual (RelyX Ultimate Clicker; 3M ESPE, Alemania) ambas superficies, se fijó la corona al Ti Base manualmente, manteniendo presión táctil y se eliminaron excesos<sup>24</sup>, para seguidamente fotopolimerizar en el margen de cementación durante 40 segundos (Elipar; 3M ESPE, Alemania) por cada superficie.

20 coronas se atornillaron y torquearon (MT-RI040; MIS Implants) a 30 NW siguiendo las indicaciones del fabricante,

y repitió tras diez minutos evitando posible aflojamiento del tornillo<sup>25, 26</sup>

### 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  $130^\circ$  (Figura 1) a formar con la barra y punta de acero esférica de  $2\text{mm}^2$ , a 2 mm del borde incisal (Figura 1.) para simular situación real de contacto entre incisivos maxilares y mandibulares: con una velocidad constante de carga  $1\text{ mm/min.}$ , 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).



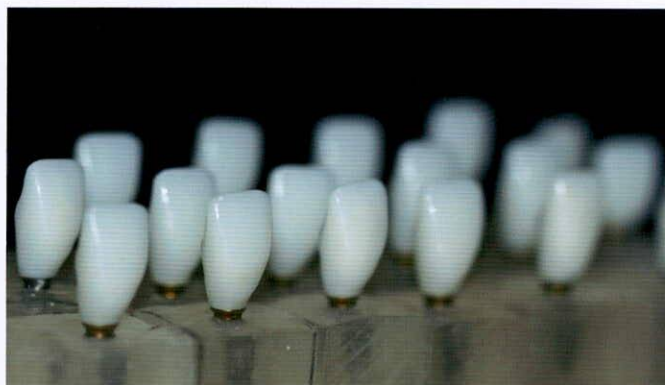
**Figura 1. Diseño de la ubicación de la muestra en un momento de prueba**

Cada espécimen se inspeccionó visualmente para determinar el tipo de falla manifestada, y en función de su clasificación se realizó análisis radiográfico.

### Estadística

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 coronal. El nivel de significancia fue de  $P < 0,05$



**Figura 2. Especímenes de 14mm**

## 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 3.). 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**

Falla	11mm	14mm	n
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

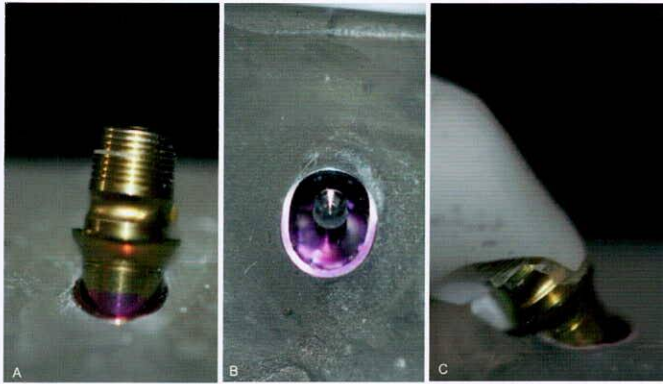


Figura 3. Tipos de falla presentadas: A. Deformación del ti base B. Deformación del implante y fractura del tornillo C. Fractura de la corona

### 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.<sup>7</sup> con un valor de 545N presentándose deformación y ruptura del tornillo, al igual que Alsahhf A. y col.<sup>28</sup>, 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<sup>29</sup>, y máxima de 270N<sup>30</sup> 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.<sup>31</sup> 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<sup>32</sup> existiendo mayor susceptibilidad de falla por fatiga en sistemas de implantes con plataforma estrecha y estándar al compararse con plataformas de mayor diámetro<sup>33</sup>. 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

Tabla 2. Valores individuales de resistencia de coronas monolíticas de 11mm y 14mm cementadas a Ti Bases

Identificación de muestra	Grupo	Fuerza máxima aplicada (N)	Falla Presentada *
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.

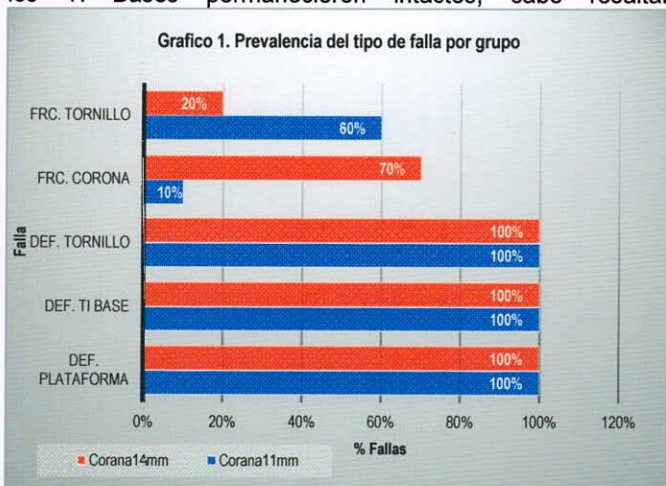
\*Ver tabla 2 donde se enumera cada tipo de falla.

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.<sup>28</sup> 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.<sup>23</sup>, 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.<sup>34</sup> 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.<sup>35</sup> 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

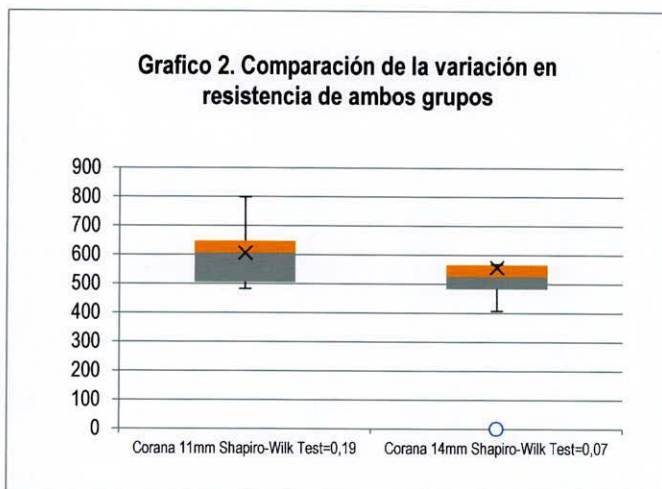


que estos eran completamente lisos y sin retenciones, por lo que se realizó tratamiento de superficie.

Mangano y col.<sup>36</sup> 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.<sup>37</sup> 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<sup>38</sup> aunado a la fijación brindada por el apretamiento del tornillo que resulta en soporte de cargas funcionales excesivas<sup>39</sup>, 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 0,20µ 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<sup>40</sup>.

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<sup>41</sup>. 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.<sup>13</sup>, 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<sup>41</sup>. 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.<sup>42-43</sup>; Zembic y col.<sup>44</sup>; Passos y col.<sup>45</sup>; 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.

## 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

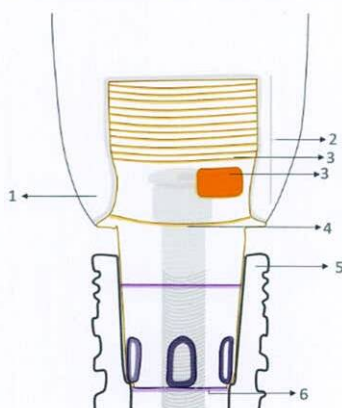


Figura 4. Componentes del complejo Implante/Ti Base/corona. 1.- Espesor mínimo de zirconio (0,30mm) 2.- Altura del Ti Base (4mm) 3.- Aros de retención horizontal y surco guía vertical 4.- Unión de la cabeza del tornillo con el vástago 5.- Espesor del implante (0,30mm) 6.- Espesor inferior del Ti base (0,15mm)

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.

### 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.

### AGRADECIMIENTOS

Extendemos 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. De igual manera, por el apoyo técnico de Karina Castillo y Marco Cortez.

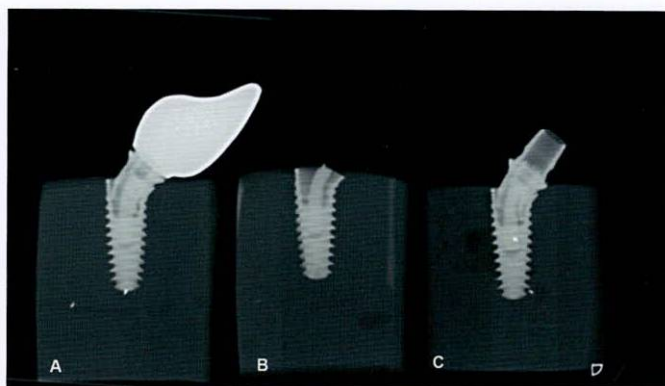


Figura 5. Radiografía de los diferentes tipos de fallas: A. Deformación del implante, del Ti Base y del tornillo. B. Fractura del tornillo. C. Desalojo de la corona, con deformación del complejo

### REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- 1.- 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.
- 2.- 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.
- 3.- Albertsson T., 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.
- 4.- 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.
- 5.- 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.
- 6.- Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H. et al. Review. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res*. 2013; 57(4): 236 – 61.
- 7.- 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.

- 8.- 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.
- 9.- 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.
- 10.- 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.
- 11.- Kim J, Covell N, Guess P, et al. Concerns of hydrothermal degradation in CAD/CAM zirconia. *J Dent Res.* 2010; 89(1): 91 - 5.
- 12.- 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.
- 13.-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.
- 14.- 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.
- 15.- 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.
- 16.- 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.
- 17.- 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.
- 18.-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.
- 19.- 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.
- 20.- 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.
- 21.- 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.
- 22.- 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.
- 23.- 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.
- 24.- 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.
- 25.- 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.
- 26.- 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.
- 27.- 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.*
- 28.- 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.
- 29.- Ferrario V, Sforza C, Serrao G, et al. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil.* 2004; 31(1): 18 – 22.
- 30.- 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.

31.- 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.

32.- 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.

33. – Nguyen H., Tan K, Nicholls J. Load fatigue performance of implant-ceramic abutment combinations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009; 24(4): 636 – 46.

34.- 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.

35.- 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.

36.- 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.

37.- Leutert C, Stawarczyk B, Truninger T, et al. Bending moments and types of failure of Zr and Ti abutments w internal implant-abutment connections: A laboratory study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012; 27 (3): 505 - 12.

38.- 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.

39.- 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.

40.- Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth J, et al. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater*. 2012; 28(4): 449 – 56.

41.- 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.

42.- 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.

43.- 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.

44.- 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.

45.- 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.