

Comportamiento in vitro de bases de titanio de 4mm cementadas a coronas monolíticas de zirconio de 11mm y 14mm sometidas a termociclado y cargas oblicuas en el sector anterior

Peña Andrés, Baleta Jhon, Rincón Paula.

RESUMEN

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

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

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

Resultados: Las muestras sometidas a termociclado y carga en este estudio mostraron valores de falla para ambos grupos. Una carga promedio de 532,48 N con DE de 105,9 para las muestras de 11mm, y una carga promedio de 366,45 N con DE de 21 para las muestras de 14mm. El análisis de varianza muestra un p valor inferior al alfa de 0,05 ($p < 0.05$) en la variable máxima carga, se concluye que hay diferencias estadísticamente significativas, así como en la variable longitud.

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

Palabras clave: Ti base, inserto de titanio, zirconio, abutment, implante.

ABSTRACT

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

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

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

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

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

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

INTRODUCCION

La restauración dental implantosoportada es actualmente, un tópico común en la consulta odontológica con alta predictibilidad y supervivencia del 96%¹⁻². En las primeras décadas de la Implantología, iniciadas por Branemark en 1952, el objetivo principal era lograr un proceso de oseointegración entre el titanio y el hueso, para así dar inicio al proceso restaurador, donde se inició el desarrollo de aditamentos, con el fin de crear una estructura exactamente igual a un diente³.

Con la introducción del sistema CAD / CAM (Computer Aid Desing/ Computer Aid Manufacturing) en 1971⁴, no solo evolucionaron las medidas de adaptación pilar-implante, sino también los materiales dentales, introduciendo al mercado el zirconio, caracterizado por una resistencia flexural 900 – 1200 MPa⁵, y por ser biocompatible. Su mayor ventaja, su adecuado comportamiento en restauraciones estéticas, evitando así la translucidez del color del pilar a través del periodonto⁶.

Ha sido bien documentado que la conexión implante pilar es la parte débil en termino de fuerzas mecánicas, debido al espesor reducido del material en ambos componentes, específicamente, en la conexión interna⁷. Los pilares completamente cerámicos presentan una desventaja, fragilidad del material, específicamente aquellos de zirconio al ser sometidos a carga cíclica donde la falla ocurre en el área de la conexión debido a ángulos agudos y al menor espesor del material⁸. Por ello, se modifica la morfología del pilar, cambiando la zona débil, por un material que evite su ruptura como lo es el titanio, dando inicio al concepto de base de titanio también conocido en la literatura como *Ti base o inserto de titanio*⁹.

Con el desarrollo de este concepto se crean mecanismos estéticos en el sector anterior, pero se genera una nueva interfase, que necesita un cemento para unirse a su parte más coronal caracterizada por depender de la superficie de ambos materiales expuesta a la descementación. Sin embargo, se afirma que la base de titanio mejorara la resistencia a la fractura de los pilares de zirconio¹⁰⁻¹¹.

Por lo tanto, es importante tener en cuenta la longitud coronal, ya que puede afectar la supervivencia de las restauraciones. La longitud promedio del incisivo central superior es 10.23 mm¹²⁻¹³, que contiene un espacio biológico periimplantar de 4 milímetros, también llamado contorno subcrítico, constituido por dos zonas: epitelio de unión (2 mm aproximadamente), y el resto compuesto por tejido conectivo¹⁴. La longitud de la corona clínica conforma el contorno crítico¹⁵, 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 estándar de 4mm; actualmente se tiene poca información sobre la resistencia de esta unión ante estas longitudes coronales sometidas a cargas oblicuas, pero no como se comporta en un ambiente húmedo sometido a diferentes cargas, como

lo es la cavidad oral. Por ello, este estudio tiene por objetivo comparar la resistencia de un Ti Base cementado a coronas monolíticas de zirconio (11mm y 14mm) sometidas a cargas oblicuas en el sector anterior y bajo termociclado.

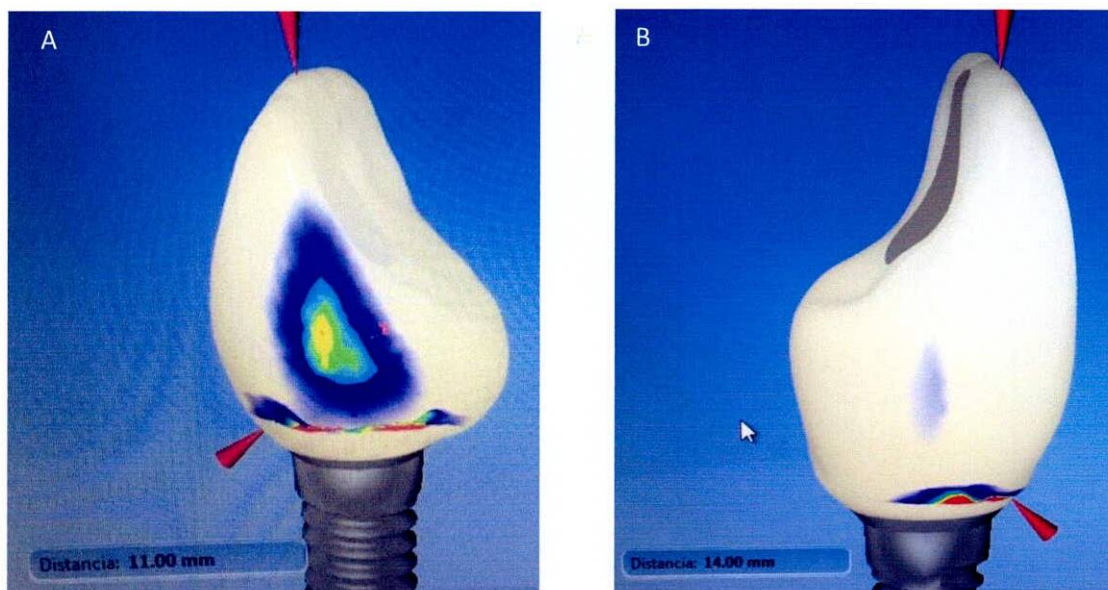
MATERIALES Y METODOS

El procedimiento se realizó con las siguientes fases:

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

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

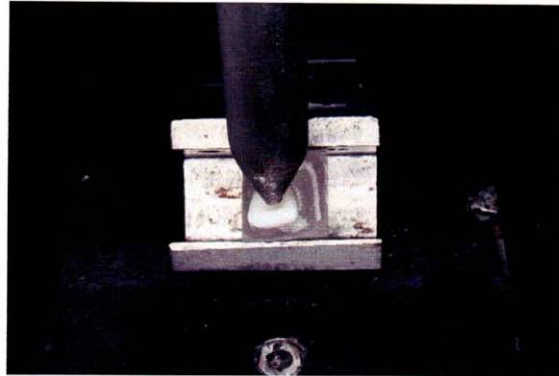
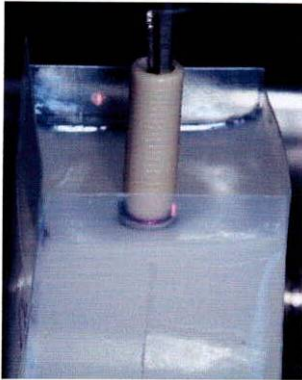
Imagen 1: A) Diseño de coronas de 11mm **B)** Diseño de coronas de 14 mm



Fase 2 (prueba piloto): 1 implante de aleación de titanio de 10mm de longitud, plataforma 3.75mm de diámetro y conexión cónica (C1; MIS Implants Technologies Ltd, Israel) se ubicó en un cubo de 16mm x 16mm x 20mm de resina acrílica de autocurado (Veracril; New Stetic S.A., Colombia) con un módulo elástico semejante al hueso (18Mpa), y la plataforma a nivel de la misma (Imagen 2); se cementó 1 corona monolítica de zirconio técnica CAD/CAM de 14mm de longitud y la muestra se sometió a carga en

el dispositivo universal de prueba (3345; Instron; E.U.A.) posicionando el cubo acrílico sobre una base metálica en un ángulo de 130° a formar con la barra y punta de acero esférica de 2mm², a 2 mm del borde incisal para simular situación real de contacto entre incisivos maxilares y mandibulares: con una velocidad constante de carga 1 mm/min., controlado por medio de software (Imagen 3), hasta la evidencia de falla o disminución repentina de carga, siendo registrada por el sistema la máxima fuerza resistida. La carga máxima registrada fue de 397N, ocurriendo deformación de la base de titanio y del tornillo.

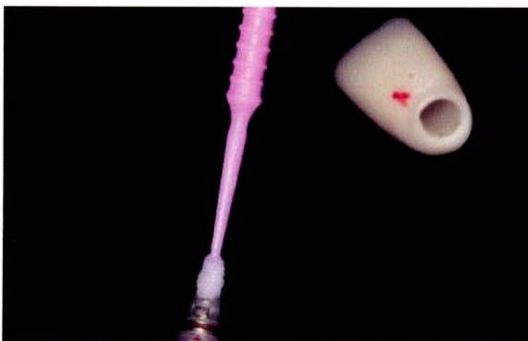
Imagen 2: Confección del cubo **Imagen 3:** Dispositivo universal de prueba



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

La cementación de las coronas fue realizada por un solo operador calibrado, se procedió a limpiar la superficie interna de la corona con alcohol, (Imagen 4) para eliminar posibles residuos, luego se aplicó aire libre de agua y aceite. Sosteniendo con una pinza para no contactar la superficie de cementación, se frota por un minuto acondicionador universal y luego secar al aire libre (Imagen 5).

Imagen 4: Eliminación de residuos con alcohol



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

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

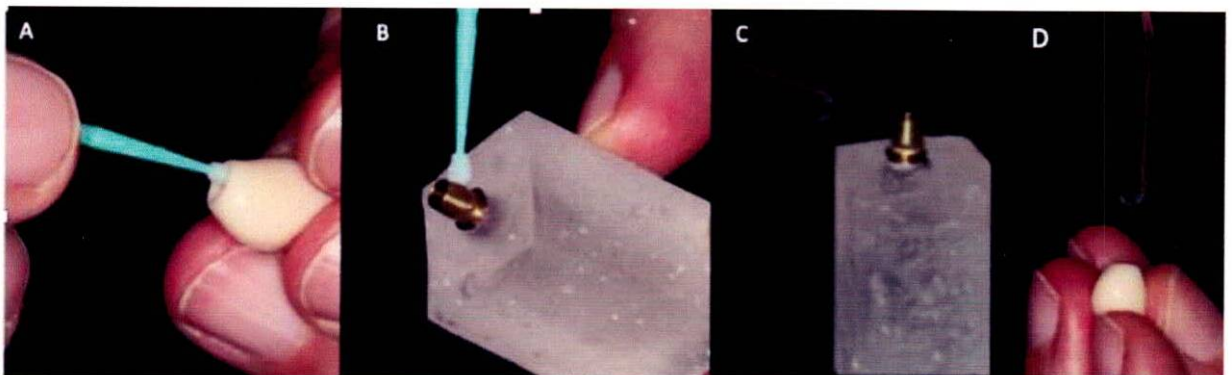


Imagen 6: A) Aplicación de adhesivo universal al intaglio de la corona. B) Aplicación de adhesivo universal al Ti Base. C) Aireado del Ti Base. D) Aireado de la corona.

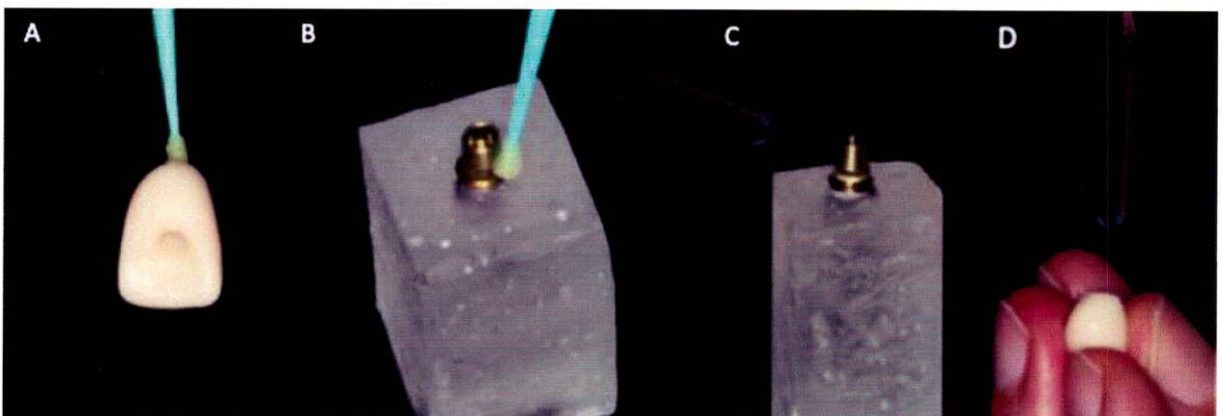


Imagen 7: A) Colocación de cilindro de poli tetrafluoretileno. B y C) Colocación de cemento resinoso en el Ti Base. D) Colocación de cemento resino en intalgio de la corona.

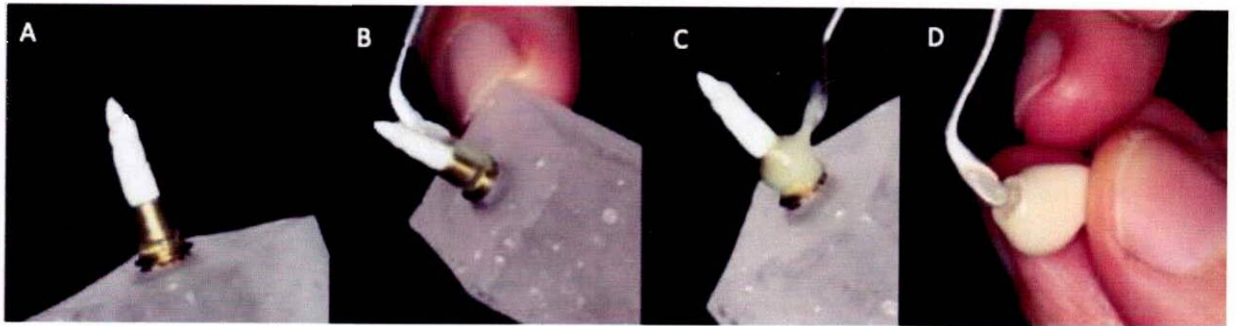


Imagen 8: A y B) Fijación de corona sobre Ti Base. C) Fotopolimerización por 5 segundos. D y E) Retiro de excesos de cemento.

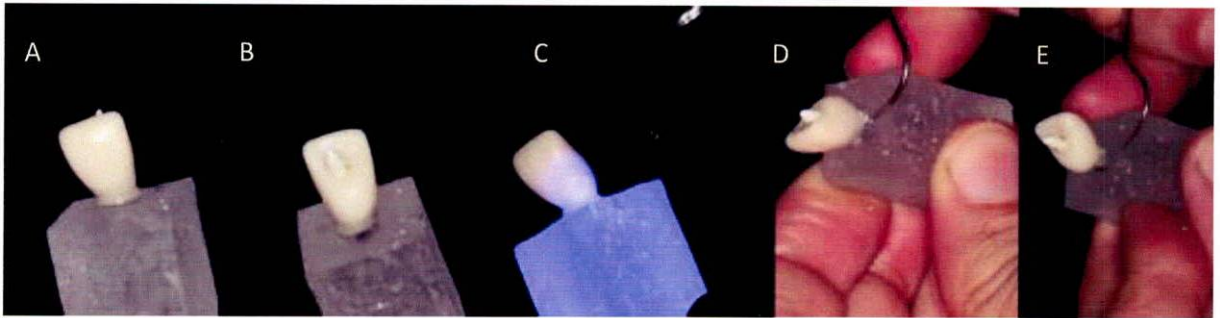


Imagen 9: Torque a 30 N.



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

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

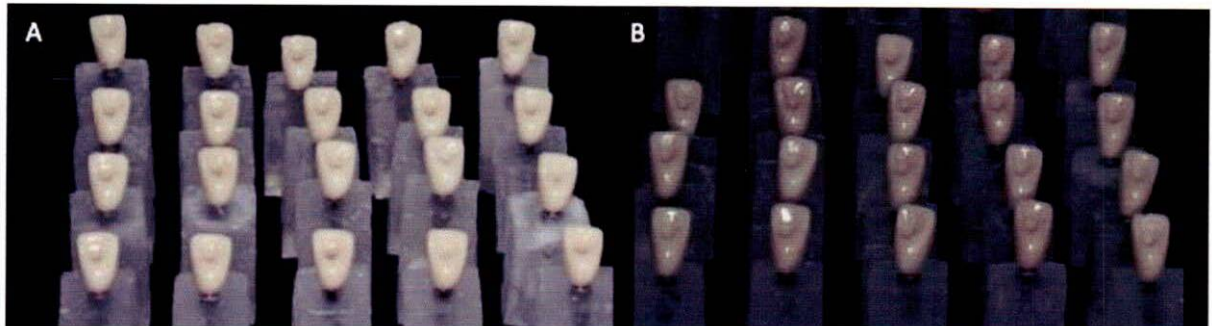
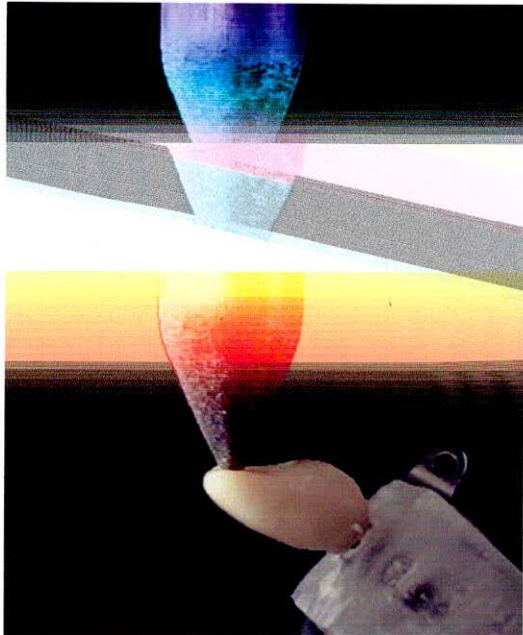


Imagen 11: Termociclador



Fase 5 (dispositivo de prueba universal): La muestra se sometió a carga en el dispositivo universal de prueba (3345; Instron; E.U.A.) posicionando cada cubo acrílico sobre una base metálica en un ángulo de 130° (Kraus B y col. 2010) a formar con la barra y punta de acero esférica de 2mm², a 2 mm del borde incisal para simular situación real de contacto entre incisivos maxilares y mandibulares: con una velocidad constante de carga 1 mm/min., controlado por medio de software (BlueHill 2.22; Instron Co., E.U.A.), hasta la evidencia de falla o disminución repentina de carga, siendo registrada por el sistema la máxima fuerza resistida (N) (Imagen12).

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



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

RESULTADOS

Las muestras sometidas a termociclado y carga, mostraron valores de falla para ambos grupos. Una carga promedio de 532,48 N con DE de 105,9 para las muestras de 11mm, y una carga promedio de 366,45 N con DE de 21 para las muestras de 14mm (Tabla 1 y Grafica 1).

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

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

Tabla 1: Valores obtenidos posterior a pruebas.

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

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

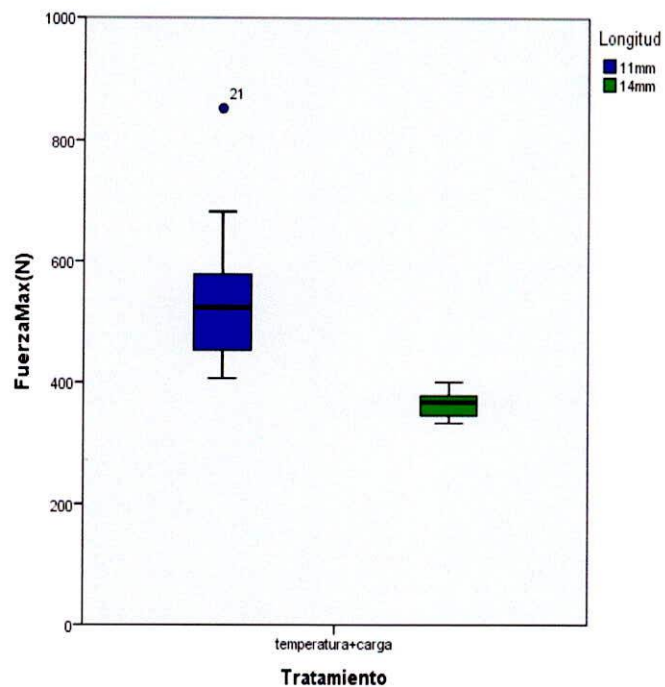


Tabla 2: Tipos de fallas

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

DISCUSION

En el presente estudio se demostró que un Ti base cementado a dos longitudes coronales diferentes posee una resistencia superior a la establecida fisiológicamente en el sector anterior en condiciones de normalidad, bajo una carga estática posterior a termociclado. Se presentó un promedio de resistencia máxima de 532,48N para las coronas de 11mm, y de 366,45N para las coronas de 14mm, mientras que en la investigación anterior, Peña y col. 2017¹⁶, se presentó un promedio de 601,26N para las coronas de 11mm y de 556,85N para las coronas de 14mm, donde se evidencio que el empleo de termociclado disminuye la resistencia de las coronas, ya que esto está directamente relacionado con la degradación o hidrólisis del cemento lo que afecta directamente la resistencia de restauraciones definitivas. Sin embargo, se concluye que no hay diferencias estadísticamente significativas entre ambos estudios.

Alsahhaf y col. 2017¹⁷ presentaron valores aproximados de resistencia, 477.5N para pilares en zirconio cementados a una base de titanio, pero sometidas a 1.2 millones de ciclos de carga que equivales a 5 años, presentando fractura del tornillo y deformación de la plataforma del implante; Estos valores similares a las pruebas realizadas por Ronsentritt y col. 2014⁶ con un valor de 545N presentándose deformación y ruptura del tornillo, pero sin haber realizado anteriormente termociclado.

Elsayed y col. 2016⁹, no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre la resistencia de Ti Bases cementados a pilares de disilicato de litio y zirconio, posteriormente cementados a coronas monolíticas de disilicato de litio, a diferencia de este y el anterior trabajo de grado (Peña y col. 2017¹⁶) donde la estructura monolítica de zirconio favorece sus propiedades físicas.

Almeida y col. 2016¹⁸ realizaron un estudio comparando pilares en titanio y en zirconio, los cuales se sometieron a termociclado y carga, y posteriormente se midió el gap que se presentaba entre el pilar y el implante, teniendo como resultado un mayor gap (239nm) en la superficie de pilares en zirconio posterior al termociclado; es importante considerar que dentro de las limitaciones de nuestro estudio no se midió el gap que se presentaba entre los Ti bases y el implante.

Elsayed y col. 2016⁹ mostraron fallas similares a nuestro estudio, donde los pilares cementados a una base de titanio presentaron deformación del tornillo y de la conexión del implante; mientras que los pilares en zirconio puro presentaron fractura de la cerámica a nivel de la conexión, lo que afirma que el comportamiento mecánico mejora significativamente con la incorporación de los Ti bases; así como también lo menciona Gehrke y col. 2014¹⁹ donde fijaron a 20 Ti Base cofias de zirconio con diferentes cementos, aplicando cargas estáticas, las fallas fueron completamente adhesivas y los Ti

bases permanecieron intactos, cabe resaltar que estos no fueron sometidos a termociclado.

Almeida y col. 2016¹⁸ realizaron un estudio comparando pilares en titanio y en zirconio, los cuales se sometieron a termociclado y carga, y posteriormente se midió el gap que se presentaba entre el pilar y el implante, teniendo como resultado un mayor gap (239nm) en la superficie de pilares en zirconio posterior al termociclado; es importante considerar que dentro de las limitaciones de nuestro estudio no se midió el gap que se presentaba entre los Ti bases y el implante.

Bankoğlu Güngör y col. 2018²⁰ también evaluaron el efecto del cemento resinoso y la fuerza de retención de pilares en zirconio cementados a bases de titanio, posterior a termociclado, donde concluyeron que el envejecimiento proveniente del termociclado presentaba un efecto negativo sobre la resistencia de las restauraciones, los valores reportados en este estudio son de 650N aproximadamente, valores similares al estudio anterior (Peña y col¹⁶) pero mayores que los registrados en este estudio; a diferencia de los resultados arrojados en el estudio de Ebert y col. 2007²¹, donde establecen que el cemento no afecta la resistencia entre zirconio y componentes de titanio, cabe resaltar que el acondicionamiento de la superficie y el número de ciclos de termociclado si pueden afectar la resistencia.

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

CONCLUSIONES

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

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

BIBLIOGRAFIA

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. Alberktsson 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. 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.
5. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H. et al. Review. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res*. 2013; 57(4): 236 – 61.
6. 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.
7. 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.
8. 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.
9. 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.
10. 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.
11. 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.
12. 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.
13. 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

14. 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
15. 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.
16. Peña A, Lendewig B, Rotonda M. Comportamiento in vitro de bases de titanio cementadas a coronas de zirconio monolítico de 11mm y 14mm de longitud ante fuerzas oblicuas en el sector anterior. Repositorio Biblioteca UNICOC, Bogotá 2017.
17. 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.
18. Almeida Paulo, Silva Cesar, et al. Comparative analysis of the wear of titanium/ titanium and titanium/zirconia interfaces in implant/abutment assemblies after thermocycling and mechanical loading. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial.* 2016; 57 (4): 207-214.
19. 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.
20. Bankoğlu G, Güngör M, Karakoca Nemli S. The Effect of Resin Cement Type and thermomechanical Aging on the Retentive Strength of Custom Zirconia Abutments bonded to Titanium Inserts. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2018 May/June;33(3):523–529.
21. 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.