

Evaluación *In vitro* de la Resistencia a la Fractura de los Pilares Individualizados en Disilicato de Litio

In vitro Evaluation of the Fracture Strength of Lithium Disilicate Custom Abutments

Carlos Caparroso Pérez^{*}; Richard Mejía Bravo^{**}; Maura Noreña Salazar^{***};
Marleny Muñoz Madrigal^{***} & Ilich Chaves Calceto^{***}

CAPARROSO, P. C.; MEJÍA, B. R.; NOREÑA, S. M.; MUÑOZ, M. M. & CHAVES, C. I. Evaluación *in vitro* de la resistencia a la fractura de los pilares individualizados en disilicato de litio. *Int. J. Odontostomat.*, 10(2):185-195, 2016.

RESUMEN: Los pilares híbridos individualizados en disilicato de litio, permiten adaptarse a la forma y el perfil de emergencia obtenido después de la temporalización de los implantes, presentando buenas características ópticas y determinando la posibilidad de una cementación adhesiva. El propósito del estudio fue evaluar la resistencia a la fractura de pilares individualizados en disilicato de litio en comparación con los pilares en circona-ytria tetragonal (Y-TZP), ambos cementados en una base de titanio PGTB (Ti base) mediante un estudio experimental *in vitro*. Se confeccionaron 10 pilares: 5 como grupo control, elaborados en Y-TZP, mediante el sistema Ceramill multi-X Amanngirrbach® y 5 pilares híbridos en disilicato de litio mediante la técnica de inyección (IPS e.max® press abutment solution, Ivoclar Vivadent) como grupo experimental. Cada pilar se precargó a un implante con un torque de 30 N/cm². Todas las coronas se fabricaron en disilicato de litio (técnica monolítica) y se cementaron usando cemento resinoso de curado dual (RelyX® U200, 3M ESPE). La medición de la resistencia a la fractura se realizó en una máquina universal de pruebas (instron®), modelo 2519-105. La resistencia a la fractura fue almacenada y evaluada utilizando la prueba paramétrica t-student. Para evaluar las fracturas incipientes y clasificar el tipo de falla se usó un microscopio óptico Carl Zeiss. Los valores de resistencia promedio para los pilares de disilicato de litio fueron de 655,5 N y para los de circona 780,52 N con una desviación estándar de 145,76 N y 147,71 N, respectivamente. Ambos tipos de pilares evidenciaron buen comportamiento ante la prueba de resistencia a la fractura; sin embargo, se requieren más estudios que evalúen este tipo de pilares.

PALABRAS CLAVE: cerámicas, porcelana dental, disilicato de litio, pilar híbrido, resistencia a la fractura.

INTRODUCCIÓN

Los implantes dentales son utilizados para reemplazar dientes perdidos, teniendo una tasa de éxito alta reportada a 10 años en un 92,2 % así que se puede considerar como una alternativa bastante predecible (van Steenberghe *et al.*, 2001; Telleman *et al.*, 2006). Dentro de esta posibilidad de rehabilitación protésica, el pilar del implante es parte fundamental para proporcionar las características de retención y de resistencia a la corona clínica. Los métodos y materiales para su elaboración se encuentran en constante evolución. Los pilares prefabricados presentan ciertas características predeterminadas como el con-

torno, la longitud, el diámetro y la angulación. Una de las desventajas de este tipo de pilares es la limitación en cuanto a las dimensiones y angulaciones del perfil de emergencia ofrecidas por el fabricante que pueden no adaptarse a las condiciones del tejido blando (Bottino *et al.*, 2008; Brown & Babbush, 2011). Los pilares personalizados son aquellos que se pueden adaptar a las particularidades de los tejidos blandos periimplantares, modulados después de la fabricación de una restauración provisional lo cual le confiere perfil gingival al pilar (Cardoso, 2009; Kim *et al.*, 2009). La gran ventaja de este enfoque es el control del agente

^{*} Odontólogo, especialista en Odontología Integral del Adulto, Magíster en Educación Superior, Profesor Asociado, Facultad de Odontología, Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia.

^{**} Odontólogo, especialista en Odontología Integral del Adulto, Profesor Asistente, Facultad de Odontología, Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia.

^{***} Estudiante de Posgrado de Odontología Integral del Adulto con énfasis en Prostodoncia, Facultad de Odontología, Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia.

cementante durante la cementación, además con este tipo de pilar se puede tener en cuenta la angulación del implante, la altura del tejido blando, el tamaño y el contorno de la restauración final (Bottino *et al.*; Jacobs & O'Connell, 2011). Los pilares personalizados se pueden elaborar en metal o en cerámica, por medio de tecnología CAD/CAM o por pantografía (Cardoso).

Los materiales utilizados para la fabricación de los pilares individualizados pueden ser titanio, cobalto-cromo, alúmina, zircona o disilicato de litio (Bottino *et al.*). Los pilares metálicos hechos de titanio han demostrado ser resistentes y presentar excelente estabilidad biológica. Su principal ventaja son los altos valores de resistencia a la fractura y por lo tanto son considerados la regla de oro o "gold estándar" en este tipo de aditamentos protésicos (Pjetursson *et al.*, 2007; Sailer *et al.*, 2007). Sin embargo estos pilares le confieren un aspecto de coloración grisácea a la mucosa comprometiendo la estética en la rehabilitación sobre implantes (Berglundh *et al.*, 2002; Simonis *et al.*, 2012; Gomes & Montero, 2011; Pjetursson *et al.*, 2014; Jung *et al.*, 2012; Charyeva *et al.*, 2012). Para mejorar las características estéticas de los pilares se han desarrollado otras alternativas como los pilares de alúmina altamente sinterizada. Estos presentaban características ópticas aceptables en comparación con el titanio y fueron desarrollados en el laboratorio por medio de la técnica CAD/CAM (Andersson *et al.*, 2001). Los problemas encontrados con estos pilares son esencialmente la débil resistencia a la fractura de 600 MPa (Kohal *et al.*, 2008). Los pilares elaborados con materiales como la zircona se utilizan para mejorar los resultados estéticos de las restauraciones implantosoportadas y a su vez son biocompatibles con propiedades mecánicas adecuadas. Sus ventajas determinan una resistencia a la compresión entre los 900 y los 1400 MPa y un módulo de elasticidad de 210 GPa. Ofrecen radiopacidad y reducen el acúmulo de la placa bacteriana pero no permiten la cementación adhesiva de la corona por sus características físicas. Presenta unas características de fluorescencia disminuidas y esto lo ubica en una posición óptica diferente con respecto al diente natural (Manicone *et al.*, 2007).

Es posible que la superficie de asentamiento del pilar cerámico con el implante presente ligeras imperfecciones que causan grietas en el material y desgaste en la plataforma del implante. Esta situación podría generar un mayor riesgo de fractura; por tal motivo se implementó el uso de los pilares cerámicos con base de titanio en donde el uso de ésta permite obviar dicho inconveniente.

Los pilares híbridos individualizados en disilicato de litio son un tipo de pilar que se cementa a una base de titanio. Se realiza por medio de técnica de inyección la cual utiliza pastillas cerámicas de disilicato de litio totalmente homogéneas en distintos grados de opacidad.

En la actualidad se ha incrementado el uso de las cerámicas de disilicato de litio debido a ciertas propiedades como la fluorescencia que otorgan una apariencia natural en la porción cervical de la restauración. Además de ser una alternativa reciente de gran disponibilidad en nuestro medio, presenta un costo moderado. El material ofrece una resistencia de 400 ± 40 MPa y, por medio del acondicionamiento con ácido fluorhídrico y silano, es posible la adhesión a su restauración definitiva lo que podría aumentar su resistencia (Nagai *et al.*, 2005; Ivoclar Vivadent, 2008; Fischer *et al.*, 2008).

Actualmente, la aplicación de este material en pilares individualizados está documentada por la casa comercial (Ivoclar Vivadent™), por lo tanto hay pocos estudios que soporten el comportamiento biomecánico de estos pilares en cuanto a la resistencia a la fractura. Por tal motivo el propósito de esta investigación es evaluar *in vitro* la resistencia a la fractura de los pilares individualizados de disilicato de litio en comparación con los pilares individualizados de zircona.

MATERIAL Y MÉTODO

Se realizó un estudio de tipo piloto experimental *in vitro*. Se definió un tamaño de muestra a conveniencia de 5 pilares de zircona y 5 pilares de disilicato de litio. Previo al desarrollo de la metodología se llevó a cabo el entrenamiento para cada uno de los procesos, siguiendo los protocolos de cada casa comercial. En la Tabla I se enumeran cada uno de los materiales utilizados.

Se elaboraron 10 pilares cerámicos implantosoportados (Fig. 1) para remplazar un incisivo central maxilar derecho predeterminado tomando como referencia un diente Vita Physiodens® de manera que las dimensiones externas del diente fueran 10,5 mm de longitud, 8 mm de ancho 4 mm en sentido bucopalatino entre el tercio medio y cervical (ver Fig. 2).

La muestra se distribuyó en dos grupos de la siguiente manera: cinco pilares constituyeron el grupo

Tabla I. Materiales utilizados en este estudio

Nombre	Casa Fabricante	Composición
IPS e.max [®] Press	Ivoclar Vivadent [™] (Liechtenstein)	Disilicato de Litio
Multilink [®] Implant	Ivoclar Vivadent [™] (Liechtenstein)	Cemento Resinoso
RelyX [™] U200	3M ESPE (Dubai)	Cemento Resinoso Auto adhesivo
Monobond- S [™]	Ivoclar Vivadent [™] (Liechtenstein)	Solución alcohólica de Metacrilato de Silano
IPS Ceramic Etching Gel [™]	Ivoclar Vivadent [™] (Liechtenstein)	Ácido Fluorhídrico <5 %.
Base de titanio PGTB	BioHorizons [®] (Birmingham)	Base de titanio
Implantes Demo de 3,5 mm de plataforma	BioHorizons [®] (Birmingham)	Titanio grado V
Nature-cryl [®]	GC América (Illinois)	Acrílico de autocurado
Zetalabor [™]	Zhermack (Badia Polesine)	Silicona de condensación

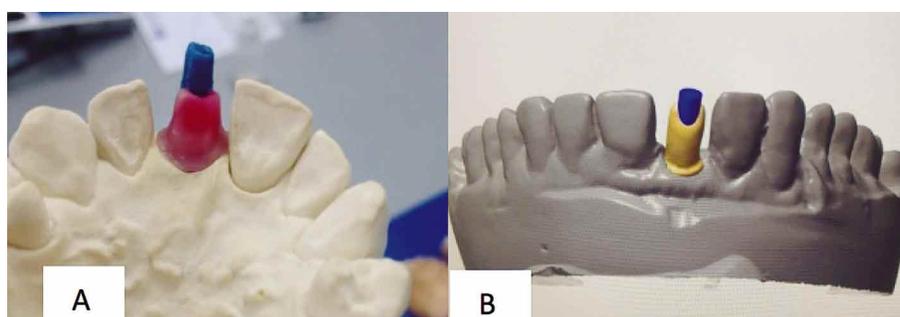


Fig. 2. Pilar híbrido y corona en disilicato de litio IPS e-max[®] press.

control elaborados en circona-Ytria tetragonal (Y-TZP), cementados sobre una base de titanio y fabricados mediante el método de copiado-fresado utilizando el sistema Ceramill multi-X AmannGirrbach[®]. Para el grupo experimental se fabricaron cinco pilares híbridos en disilicato de litio mediante la técnica de inyección según las indicaciones del sistema IPS e.max press abutment solution[®].

Se utilizaron diez implantes de demostración BioHorizons[®] de 3,5 mm de plataforma y 13 mm de longitud, cada uno fue insertado en un tubo de cobre

con acrílico Nature-cryl[™] para darles estabilidad. Se acopló una base de titanio PGTB BioHorizons[®] de 3,5 mm de diámetro a cada implante a través de un tornillo del mismo (Fig. 3). Las dimensiones de los pilares fueron 2 mm en el borde incisal en sentido bucolingual, longitud de 8,5 mm, línea de terminación en chaflán circunferencial de 0,5 mm de profundidad y reducción



Fig. 3. Pilar individualizado en Circona Ytria y su control de torque a 30 N/cm².

labial de 1,8 mm en tercio medio e incisal, convergencia de 6° y ángulos redondeados. Una vez realizado este patrón, se copió y fresó cada subestructura en circona mediante el sistema Ceramill multi-X Amanngirrbach®.

Por medio del sistema IPS e.max® Press abutment solution se elaboraron los patrones en cera para los pilares en disilicato de litio con las mismas dimensiones de los pilares del grupo control. Se realizó el revestimiento de las estructuras con IPS PressVEST® en una proporción de 16 mL de líquido por 6 mL de agua destilada en un anillo de 100 mg. Una vez transcurrido el tiempo de fraguado para el material de revestimiento, se realizó el precalentamiento en el horno a una temperatura final de 850 °C durante 60 minutos; posterior a la finalización del ciclo se extrajo el cilindro del horno y se colocó la pastilla IPS e-max® Press fría en el cilindro y se ubicó en el horno de inyección caliente para iniciar el proceso. Una vez que el programa de inyección finalizó, se colocó el cilindro de revestimiento en la rejilla de enfriamiento y se realizó la recuperación y el pulido de cada pilar para su respectiva adaptación a las bases de titanio (Ivoclar Vivadent (Tabla I).

Cada base de titanio fue atornillada sobre su respectivo modelo análogo, se aplicó cera para sellar el canal del tornillo, se realizó el arenado de las paredes externas de la base de titanio con Oxido de Aluminio (Al₂O₃) entre 50–100 mm a 2 bares de presión. Previa limpieza con dos minutos de vaporizado se aplicó el agente silano Monobond Plus® sobre la superficie de unión limpia y se dejó reaccionar durante 60 s.

Los pilares de disilicato se limpiaron con alcohol isopropílico durante 5 min, se grabaron en su superficie de unión con el ácido fluorhídrico al 5 % durante 20 s, se lavaron con abundante agua y se secaron con aire. Se aplicó Monobond® S sobre la superficie de unión y se dejó reaccionar por 60 s. La aplicación del cemento Multilink Implant® se realizó directamente con la punta de mezclador en una capa fina sobre la superficie de unión de la base de Ti y la superfi-

cie de unión del componente prensado o fresado. Se colocó el componente cerámico sobre la base de Ti con una fuerza axial y uniforme de 150 g para unir las partes, se retiraron excesos y se fotopolimerizó utilizando una lámpara Blue Phase® G2 (Ivoclar Vivadent™) a 1100 mW/cm², durante 40 s por cada superficie. Este procedimiento fue el mismo tanto para los pilares de circona - Ytria como para los pilares de disilicato de litio, exceptuando el grabado ácido que no se realizó en los pilares de circona (Ivoclar Vivadent; Lin *et al.*, 2014).

Se elaboraron las coronas monolíticas de acuerdo con las dimensiones establecidas las cuales fueron verificadas tomando una impresión con silicona de condensación Zetalabor® al encerado diagnóstico y corroborándolas con un calibrador (Fig. 4).



Fig. 4. Encerado de coronas previo al proceso de inyección.

Posteriormente se calentaron y prensaron las pastillas IPS e.max® Press de cerámica de vidrio de disilicato de litio. Una vez inyectadas las coronas se pulieron y se cementaron siguiendo el mismo protocolo que se empleó para la cementación de los pilares en disilicato de litio mediante el uso de cemento autoadhesivo de curado dual RelyX™ U200 3M ESPE bajo una fuerza axial de 150 g medidos con un dispositivo digital (Ivoclar Vivadent) (Fig. 5).



Fig. 5. Cementación de los pilares y las coronas.

Al finalizar el proceso de cementación se rotularon los especímenes del grupo control (pilares en Circona) con la numeración del 1 al 5 y los pilares de disilicato de litio (grupo experimental) con los números del 6 al 10.

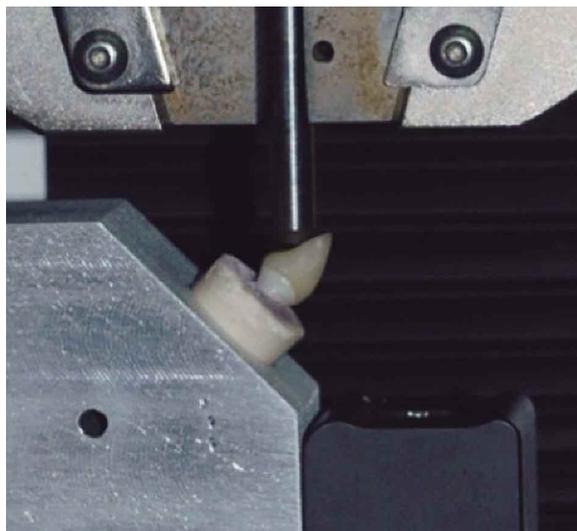


Fig. 6. Prueba de resistencia a la fractura en la máquina universal de pruebas (Instron®). Obsérvese la inclinación del espécimen con relación al instrumento de carga.

La técnica de medición de la resistencia a la fractura fue realizada por medio de una prueba de flexión en la máquina universal de pruebas (Instron®) manipulada por un ingeniero civil calibrado siguiendo el protocolo descrito por Koutayas *et al.* (2012) el cual consiste en ubicar cada espécimen con una inclinación de 135° en la Instron®, modelo 2519-105 (Fig. 6).

La carga se aplicó en el plano medio palatino de la corona, entre el extremo superior del cingulo y el borde incisal para una distribución homogénea, con una velocidad de 0,5 mm hasta el valor de resistencia a la fractura en Newtons una vez el sistema registró la falla (Figs. 7 y 8).

Después de la prueba de carga, los especímenes se limpiaron ultrasónicamente en isopropanol al 96 % y se examinaron bajo estereomagnificación y luz incidente con un microscopio óptico Carl Zeiss. Se tomaron fotografías a 8X y 20X para evaluar y clasificar el tipo de falla de acuerdo con su localización. El análisis de la ubicación de la fractura en los diferentes especímenes permitió definir si la falla de los pilares se daba en la unión con el implante, en el pilar o en la corona, y definir si la falla era adhesiva, cohesiva o mixta.

Probeta 1 a 5

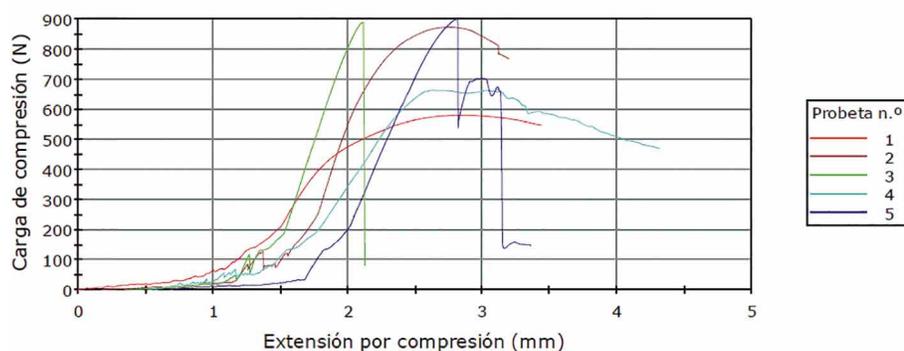


Fig. 7. Curva esfuerzo/deformación obtenida en los pilares de Circona.

Probeta 6 a 10

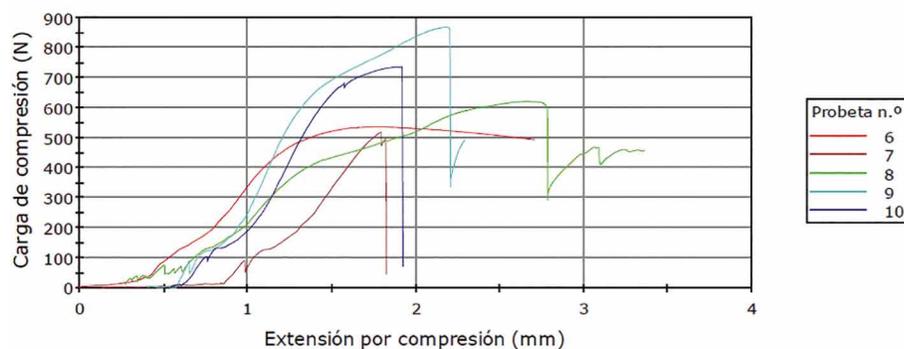


Fig. 8. Curva esfuerzo/deformación obtenida en los pilares de Disilicato de litio.

Análisis de los datos. Una vez recolectada la información de los valores de resistencia a la fractura, ésta se digitalizó en una base de datos utilizando una hoja electrónica en Excel. Los datos se analizaron en un programa estadístico SPSS versión 15 (SPSS Inc; Chicago IL). Para el análisis estadístico se utilizaron los promedios y desviaciones estándar valores míni-

mos y máximos para describir la resistencia de los pilares en cada uno de los grupos. Para comparar la resistencia entre los dos tipos de pilares se utilizó la prueba paramétrica t-student.

RESULTADOS

Tabla II. Valores de resistencia a la fractura según cada espécimen evaluado.

n de espécimen	Máximo Carga de compresión (N)	Tipo de material
1	580,28	Circona
2	871,34	Circona
3	887,54	Circona
4	664,54	Circona
5	899,04	Circona
6	536,40	Disilicato de litio
7	519,29	Disilicato de litio
8	619,88	Disilicato de litio
9	866,75	Disilicato de litio
10	735,12	Disilicato de litio

El resultado promedio de la resistencia a la fractura de los pilares elaborados en disilicato de litio, como grupo experimental, fue de 655,5 N mientras que el del grupo control fue de 780,2 N con una desviación estándar de 145,76 N y 147,71 N, respectivamente (Tablas II y III).

Los valores máximos y mínimos de ambos materiales fueron bastante cercanos. La diferencia encontrada no fue estadísticamente significativa ($t_{18} = 2,131$, $p < 0,005$) (Figs. 9 y 10). Al finalizar la prueba, siete especímenes fallaron alrededor de la unión del pilar con la plataforma del implante (Fig. 11). Se presentó falla adhesiva en dos de los pilares en disilicato de litio y una falla mixta en una de las coronas (Figs. 12 y 13).

Tabla III. Valores de desviación estándar, media, valor mínimo, valor máximo en relación a cada uno de los materiales en Newtons

Grupo	Media	DE	Min.	Mediana	Max.	Rango
Disilicato de litio	655,5	145,76	519,29	619,90	866,75	347,5
Circona	780,52	147,71	580,28	871,30	899,04	318,7

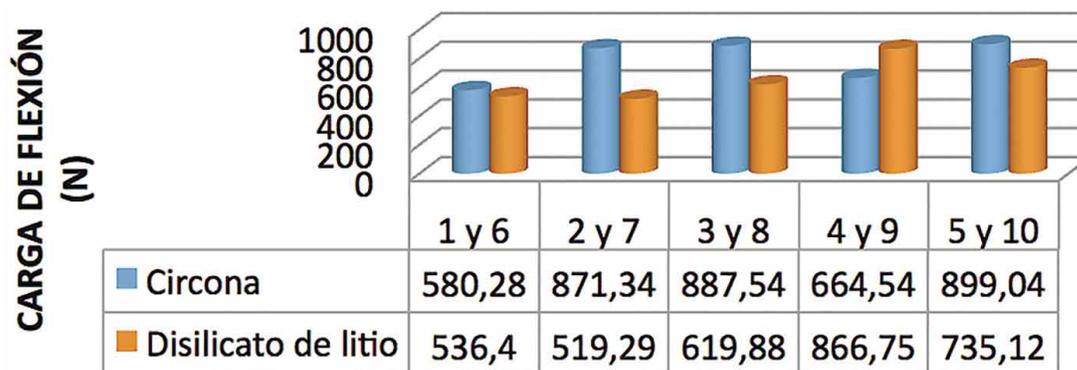


Fig. 9. Valores de resistencia a la fractura en los especímenes 1 al 10.

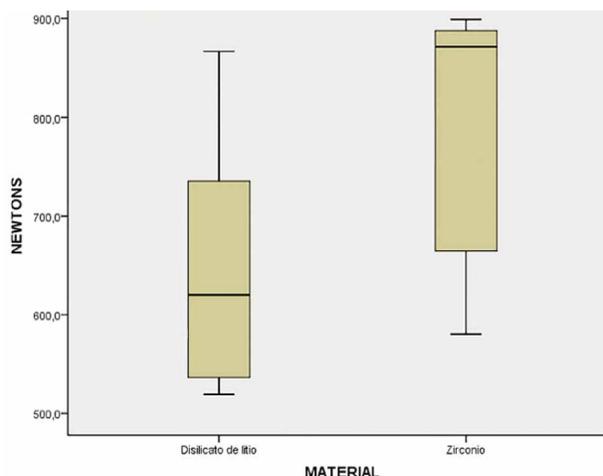


Fig. 10. Promedio de los valores de resistencia en cada material.



Fig. 12 Falla adhesiva del pilar en Disilicato de litio a la base de titanio.

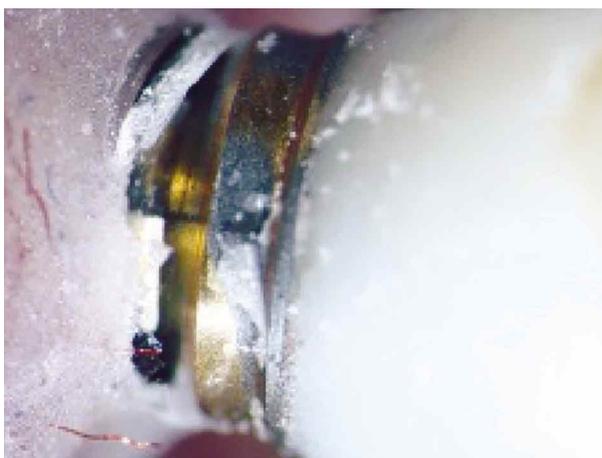


Fig. 11. Falla alrededor de la unión del pilar de disilicato de litio con la plataforma del implante.



Fig. 13. Falla mixta de la corona.

DISCUSIÓN

El éxito clínico de un implante intraóseo para reemplazar un solo diente no sólo se define por su supervivencia. La biomecánica y los parámetros estéticos se han convertido en aspectos integrales en la definición de éxito y fracaso. Los pilares cerámicos han impulsado una nueva era en el tratamiento con implantes y juegan un papel importante en la consecución de un resultado estéticamente exitoso (Blatz *et al.*, 2009). En la búsqueda de materiales cerámicos que mejoren el resultado estético del pilar se ha implementado el uso de pilares en disilicato de litio cementados a una base de titanio con pocos estudios reportados en la literatura. Guazzato *et al.* (2004) evaluaron la resistencia a la fractura en varios tipos de

vitrocerámicas, entre las cuales se incluía el disilicato de litio (IPS Empress® 2) y describieron como resultados una resistencia a la fractura de 306 ± 29 MPa. Albakry *et al.* (2003) encontraron resultados similares en la resistencia al realizar la prueba de flexión biaxial registrando un valor de 440 ± 55 MPa para el mismo sistema. Dichos resultados muestran propiedades biomecánicas que podrían sugerir la utilización de dicho material en aditamentos protésicos como los pilares protésicos en implantes del sector anterior.

Por otra parte los problemas técnicos en la prótesis fija implantosoportada están en su mayoría relacionados con los materiales y el diseño de los com-

ponentes protésicos, motivo por el cual es muy importante analizar las tasas de complicaciones y supervivencia de estos últimos (Salvi & Brägger, 2009). Diversos tipos de problemas técnicos se pueden llegar a presentar, tales como el desprendimiento del pilar, el aflojamiento del tornillo de fijación, la fractura de los componentes protésicos, la fractura de materiales de reconstrucción, entre otras (Jung *et al.*, 2008; Pjetursson *et al.*, 2012).

De esta manera es posible apreciar al pilar como un componente indispensable que unido al implante va a influir en el aumento o disminución de la tasa de éxito de la restauración implantosoportada. Pjetursson reporta como tasa de complicación relacionada con desprendimiento del pilar o el tornillo el 5,6 % para la restauración unitaria y el 0,3% para la fractura de los mismos en un seguimiento a 5 años (Pjetursson *et al.*, 2012).

Sailer *et al.* (2009) en una revisión sistemática reportan una tasa de supervivencia del 99,1 % en pilares cerámicos a 5 años y del 97,4 % para los pilares metálicos. El inconveniente reportado más frecuente fue el aflojamiento del tornillo de fijación del pilar con una incidencia del 5,1 % después de 5 años. Las tasas de fractura fueron similares tanto para las coronas soportadas por pilares cerámicos como metálicos.

Para mejorar las propiedades mecánicas de los pilares cerámicos en la interfase implante-pilar fueron desarrollados los pilares híbridos Ti-Zr con una base de titanio unida a un pilar de circonita. La base va a mejorar la estabilidad y resistencia a nivel de la conexión y el cuerpo cerámico por encima de la plataforma mejora la estética, presentando de esta manera mejor resistencia a la fatiga, lo que sugiere un mejor rendimiento mecánico (Kim *et al.*, 2013; Nguyen *et al.*, 2009).

Koutayas *et al.* evaluaron la resistencia de los pilares de circonita con una base de titanio reportando valores de $383,8 \pm 83,9$ N cuando se realizaba un tallado del pilar con un chaflán de 0,5 mm de profundidad. En otro estudio, Stimmelmayer *et al.* (2013) compararon la resistencia a la fractura de pilares en circonita de un solo componente con pilares de circonita unidos a una base de titanio y encontraron un incremento considerable de la resistencia a la fractura en los pilares híbridos, reportando valores de resistencia promedios de 1241 N. Las fallas observadas en su estudio se dieron a nivel del tornillo, mientras que en los pilares de un solo componente la fractura se inició en la cerá-

mica. Algo similar se observó en este estudio, ya que la falla de la mayoría de los pilares se localizó en la zona cervical a nivel de la unión del pilar con el implante lo que puede mostrar la concentración de esfuerzos a nivel de la conexión siendo más susceptible a las fallas cuando se sobrepasa la fuerza de resistencia del material de titanio.

En un estudio de elementos finitos Carvalho *et al.* (2014), compararon pilares de titanio con los de circonita de un solo componente y con los pilares híbridos de circonita, todos con coronas de disilicato de litio. Se simuló una carga de 49 N y se observó que la distribución del esfuerzo fue concentrada a nivel de la conexión y además los pilares híbridos registraron un comportamiento biomecánico muy similar a los de titanio y superior a los de circonita de un solo componente.

Es importante resaltar que los valores de resistencia reportados en el presente estudio sobrepasaron ampliamente las fuerzas a las cuales está sometido el sector anterior. Autores como Ferrario *et al.* (2004), encontraron que las fuerzas oclusales de un solo diente en hombres adultos sanos fueron de 150 y 140 N para los incisivos centrales y laterales respectivamente. Gibbs *et al.* (1981) declararon que las cargas oclusales son de 263 N durante la masticación normal. En otro estudio Waltimo & Könönen (1993) informaron que la fuerza máxima promedio es 263 N para los hombres y 243 N para las mujeres, teniendo en cuenta que la máxima carga fisiológica de mordida en los incisivos puede llegar hasta 290 N en función de la morfología facial y la edad (Kiliaridis *et al.*, 1993). Waltimo *et al.* (1994), además informaron que la fuerza máxima de mordida en el sector anterior en presencia de parafunción en promedio puede ser de 569 N. De acuerdo con lo anterior, la carga mínima en el presente estudio a la cual se presentó la falla supera significativamente las fuerzas de mordida mencionadas en áreas de dientes anteriores en condiciones de normalidad, así como para todos los demás especímenes, por lo que las deformaciones aparecieron por primera vez bajo cargas oblicuas de compresión superior a 580 N en los pilares de circonita y 536 N en los pilares de disilicato de litio. Por lo tanto, los pilares híbridos comparados en la presente investigación pueden considerarse una alternativa válida a los pilares de circonita en el sector anterior. Sin embargo, estos resultados sugieren que en pacientes con parafunción, los pilares híbridos en disilicato de litio deben aplicarse con extremo cuidado en el sector anterior.

Basados en las limitaciones del presente estudio se sugiere para próximas investigaciones elevar el tamaño de la muestra, trabajar con diferentes dimensiones, diámetros de plataforma y tipos de conexión implante-pilar. Aunque estudios anteriores (Att *et al.*, 2006; Kohal *et al.*, 2006) han indicado que el uso de la carga estática o dinámica no tendría ningún efecto significativo en la resistencia de la circona, tal vez si podría tenerlo en los pilares de disilicato de litio, así que se necesitan más investigaciones que involucren al envejecimiento mecánico y térmico para confirmar los resultados obtenidos con este tipo de materiales.

Los resultados de la presente investigación no arrojaron diferencias estadísticamente significativas entre los niveles de resistencia a la fractura de los pilares individualizados en disilicato de litio en comparación con los de circona-Ytria. Por lo tanto se puede decir que estos dos tipos de pilares tuvieron un buen comportamiento biomecánico en el presente estudio y podrían ser una buena opción de tratamiento en el sector anterior.

CONCLUSIONES

Dentro de las limitaciones de este estudio *in vitro* es posible concluir que:

- Los pilares híbridos con base de Ti de circona arrojaron valores mayores de resistencia en comparación con los pilares híbridos con base de Ti en disilicato de litio.
- No se encontraron diferencias estadísticamente significativas al comparar la resistencia a la fractura de los dos tipos de pilares evaluados.
- La conexión de la plataforma del implante con el pilar fue el punto más débil registrado.
- La fabricación de pilares híbridos en disilicato de litio son una alternativa terapéutica viable en el sector anterior y resistente para los pacientes.

AGRADECIMIENTOS. Los autores agradecen al laboratorio de biomateriales de la Universidad CES (Medellín, Antioquia, Colombia) y al Ingeniero Civil a cargo Yesid Montoya Góez por la colaboración en la realización de la prueba de flexión.

CAPARROSO, P. C.; MEJÍA, B. R.; NOREÑA, S. M.; MUÑOZ, M. M. & CHAVES, C. I. *In vitro* evaluation of the fracture strength of lithium disilicate custom abutments. *Int. J. Odontostomat.*, 10(2):185-195, 2016.

ABSTRACT: Hybrid lithium disilicate custom abutments are devices that adjust the shape and the emergency profile of the implant supported restorations in each clinical situation, getting good optical characteristics and the possibility of adhesive cementation. The purpose of the study was to compare the fracture strength of Ti-base Hybrid lithium disilicate and yttria-tetragonal zirconia custom abutments through an experimental *in vitro* study. Ten abutments were prepared, five as a control group made in Y-TZP by multi-system X Ceramill Amann Girrbach®, and five lithium disilicate hybrid abutments by heat press technique (IPS e.max® press abutment solution, Ivoclar Vivadent) as experimental group. Each abutment was preloaded to an implant with torque of 30 N/cm². The crowns were fabricated in lithium disilicate (monolithic technique) and cemented using dual-curing resin cement, RelyX™ U200, 3M ESPE. The fracture strength measurements were performed on a universal testing machine (Instron®), stored and evaluated using the t-student parametric test. An optical microscope (Carl Zeiss) was used to evaluate the incipient fractures and classify the type of failure. The average fracture strength of Ti-base Hybrid lithium disilicate was 655.5 N and the value for yttria-tetragonal zirconia custom abutments was 780.52 N, with a standard deviation of 145.76 N and 147.71 N, respectively. In both cases there was no statistical difference. Both types of abutments showed good performance to fracture strength test. Nevertheless more studies are required to evaluate this type of abutments.

KEY WORDS: ceramics, dental porcelain, lithium disilicate, hybrid abutment, fracture strength.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Albakry, M.; Guazzato, M. & Swain, M. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J. Prosthet. Dent.*, 89(4):374-80, 2003.
- Andersson, B.; Taylor, A.; Lang, B. R.; Scheller, H.; Schäfer, P.; Sorensen, J. A. & Tarnow, D. Alumina ceramic implant abutments used for single-tooth replacement: a prospective 1- to 3-year multicenter study. *Int. J. Prosthodont.*, 14(5):432-8, 2001.
- Att, W.; Kurun, S.; Gerds, T. & Strub, J. R. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an *in vitro* study. *J. Prosthet. Dent.*, 95(2):111-6, 2006.
- Berglundh, T.; Persson, L. & Klinge, B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications

- in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J. Clin. Periodontol.*, 29(Suppl. 3):197-212, 2002.
- Blatz, M. B.; Bergler, M.; Holst, S. & Block, M. S. Zirconia abutments for single-tooth implants—rationale and clinical guidelines. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, 67(11 Suppl.):74-81, 2009.
- Bottino, M. A.; Faria, R. & Buso, L. *Estética en Implantodoncia. Recursos Protésicos Actuales*. En: Bottino, M. A. Nuevas Tendencias. Volumen 5. Implantodoncia. 5ª ed. Sao Paulo, Artes Medicas Ltda., 2008. pp.179-232.
- Brown, J. & Babbush, C. A. *The Future and Need Demand for Dental Implants*. En: Babbush, C. A.; Hahn, J. A.; Krauser, J. T.; Rosenlicht, J. L. & Vercellotti, T. Dental Implants – The Art and Science. 2a ed. Missouri, Elsevier, 2011.
- Cardoso, A. C. *Paso a Paso en la Prótesis sobre Implantes*. São Paulo, Guanabara Koogan Gen Santos, 2009.
- Carvalho, M. A.; Sotto-Maior, B. S.; Del Bel Cury, A. A. & Pessanha Henriques, G. E. Effect of platform connection and abutment material on stress distribution in single anterior implant-supported restorations: a nonlinear 3-dimensional finite element analysis. *J. Prosthet. Dent.*, 112(5):1096-102, 2014.
- Charyeva, O.; Altynbekov, K.; Zhartybaev, R. & Sabdanaliev, A. Long-term dental implant success and survival—a clinical study after an observation period up to 6 years. *Swed. Dent. J.*, 36(1):1-6, 2012.
- Ferrario, V. F.; Sforza, C.; Serrao, G.; Dellavia, C. & Tartaglia, G. M. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J. Oral Rehabil.*, 31(1):18-22, 2004.
- Fischer, H.; De Souza, R. A.; Wätjen, A. M.; Richter, S.; Edelhoff, D.; Mayer, J.; Martin, M. & Telle, R. Chemical strengthening of a dental lithium disilicate glass-ceramic material. *J. Biomed. Mater. Res. A.*, 87(3):582-7, 2008.
- Gibbs, C. H.; Mahan, P. E.; Lundeen, H. C.; Brehnan, K.; Walsh, E. K. & Holbrook, W. B. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J. Prosthet. Dent.*, 46(4):443-9, 1981.
- Gomes, A. L. & Montero, J. Zirconia implant abutments: a review. *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal*, 16(1):e50-5, 2011.
- Guazzato, M.; Albakry, M.; Ringer, S. P. & Swain, M. V. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent. Mater.*, 20(5):441-8, 2004.
- Ivoclar Vivadent. Instrucciones de uso. IPS. e.max® press. Bogotá, Ivoclar Vivadent, 2008. Disponible en: http://downloads.ivoclarvivadent.com/zoolu-website/media/document/12576/IPS+e-max+Press+Abutment+Solutions?_ga=1.10053939.708094183.1470258418
- Jacobs, S. H. & O'Connell, B. C. *Dental Dental Implant Restoration: Principles and Procedures*. Berlin, Quintessence Publishing, 2011.
- Jung, R. E.; Pjetursson, B. E.; Glauser, R.; Zembic, A.; Zwahlen, M. & Lang, N. P. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin. Oral Implants Res.*, 19(2):119-30, 2008.
- Jung, R. E.; Zembic, A.; Pjetursson, B. E.; Zwahlen, M. & Thoma, D. S. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin. Oral Implants Res.*, 23(Suppl. 6):2-21, 2012.
- Kiliaridis, S.; Kjellberg, H.; Wenneberg, B. & Engström, C. The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth. A cross-sectional study. *Acta Odontol. Scand.*, 51(5):323-31, 1993.
- Kim, J. S.; Raigrodski, A. J.; Flinn, B. D.; Rubenstein, J. E.; Chung, K. H. & Mancl, L. A. *In vitro* assessment of three types of zirconia implant abutments under static load. *J. Prosthet. Dent.*, 109(4):255-63, 2013.
- Kim, S.; Kim, H. I.; Brewer, J. D. & Monaco, E. A. Jr. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutments with CAD/CAM commercially fabricated zirconia implant abutments. *J. Prosthet. Dent.*, 101(4):226-30, 2009.
- Kohal, R. J.; Att, W.; Bächle, M. & Butz, F. Ceramic abutments and ceramic oral implants. *An update. Periodontol.* 2000, 47:224-43, 2008.
- Kohal, R. J.; Klaus, G. & Strub, J. R. Zirconia-implant-supported all-ceramic crowns withstand long-term load: a pilot investigation. *Clin. Oral Implants Res.*, 17(5):565-71, 2006.
- Koutayas, S. O.; Mitsias, M.; Wolfart, S. & Kern, M. Influence of preparation mode and depth on the fracture strength of zirconia ceramic abutments restored with lithium disilicate crowns. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 27(4):839-48, 2012.
- Lin, W. S.; Harris, B. T.; Zandinejad, A.; Martin, W. C. & Morton, D. Use of prefabricated titanium abutments and customized anatomic lithium disilicate structures for cement-retained implant restorations in the esthetic zone. *J. Prosthet. Dent.*, 111(3):181-5, 2014.

- Manicone, P. F.; Rossi Iommetti, P. & Raffaelli, L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J. Dent.*, 35(11):819-26, 2007.
- Nagai, T.; Kawamoto, Y.; Kakehashi, Y. & Matsumura, H. Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents. *J. Oral Rehabil.*, 32(8):598-605, 2005.
- Nguyen, H. Q.; Tan, K. B. & Nicholls, J. I. Load fatigue performance of implant-ceramic abutment combinations. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 24(4):636-46, 2009.
- Pjetursson, B.; Thoma, D.; Jung, R.; Zwahlen, M. & Zembic, A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin. Oral Implants Res.*, 23 Suppl. 6:22-38, 2012.
- Pjetursson, B. E.; Asgeirsson, A. G.; Zwahlen, M. & Sailer, I. Improvements in implant dentistry over the last decade: comparison of survival and complication rates in older and newer publications. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 29(Suppl.):308-24, 2014.
- Pjetursson, B.; Brägger, U.; Lang, N. P. & Zwahlen, M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin. Oral Implants Res.*, 18(Suppl. 3):97-113, 2007.
- Sailer, I.; Philipp, A.; Zembic, A.; Pjetursson, B. E.; Hämmerle, C. H. & Zwahlen, M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin. Oral Implants Res.*, 20(Suppl. 4):4-31, 2009.
- Sailer, I.; Zembic, A.; Jung, R. E.; Hämmerle, C. H. & Mattioli, A. Single-tooth implant reconstructions: esthetic factors influencing the decision between titanium and zirconia abutments in anterior regions. *Eur. J. Esthet. Dent.*, 2(3):296-310, 2007.
- Salvi, G. E. & Brägger, U. Mechanical and technical risks in implant therapy. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 24 Suppl.:69-85, 2009.
- Simonis, P.; Dufour, T. & Tenenbaum, H. Long-term implant survival and success: a 10-16-year follow-up of non-submerged dental implants. *Clin. Oral Implants Res.*, 21(7):772-7, 2010.
- Stimmelmayer, M.; Sagerer, S.; Erdelt, K. & Beuer, F. *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*, 28(2):488-93, 2013.
- Telleman, G.; Meijer, H. J. & Raghoobar, G. M. Long-term evaluation of hollow screw and hollow cylinder dental implants: clinical and radiographic results after 10 years. *J. Periodontol.*, 77(2):203-10, 2006.
- van Steenberghe, D.; Quirynen, M.; Naert, I.; Maffei, G. & Jacobs, R. Marginal bone loss around implants retaining hinging mandibular overdentures, at 4-, 8- and 12-years follow-up. *J. Clin. Periodontol.*, 28(7):628-33, 2001.
- Waltimo, A. & Könönen, M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scand. J. Dent. Res.*, 101(3):171-5, 1993.
- Waltimo, A.; Nyström, M. & Könönen, M. Bite force and dentofacial morphology in men with severe dental attrition. *Scand. J. Dent. Res.*, 102(2):92-6, 1994.

Dirección para Correspondencia:
Carlos Caparroso
Odontólogo
Especialista en Odontología Integral del Adulto
Magíster en Educación Superior
Profesor Asociado
Facultad de Odontología
Universidad de Antioquia
Medellín
COLOMBIA

Email: ccaparroso@gmail.com

Recibido : 02-03-2016
Aceptado: 06-05-2016