



ARTÍCULO
ORIGINAL

PILARES DE ZIRCONIA SOBRE IMPLANTES: COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO

López Pérez, M., Paz Jiménez, E., Caro Carretero, R., Gil Villagrà, L. J.
Pilares de zirconia sobre implantes: comportamiento biomecánico. Cient. Dent. 2015; 12; 2: 95-103.



López Pérez, Mónica
Licenciada en Odontología. Máster en Implantología Oral Avanzada. Tesinanda en Odontología Avanzada. Universidad Europea de Madrid.

Paz Jiménez, Eva
Master en Ingeniería de Producción. Universidad Pontificia Comillas. Escuela Técnica Superior de Ingeniería (ICAI).

Caro Carretero, Raquel
Doctora en Ciencias Económicas y Empresariales. Universidad Pontificia Comillas. Escuela Técnica Superior de Ingeniería (ICAI).

Gil Villagrà, Luis Javier
Licenciado en Medicina y Cirugía. Doctor en Odontología. Máster en disfunción cráneo-mandibular. Especialista en prótesis bucofacial. Profesor Asociado de la Universidad Complutense de Madrid.

Indexada en / Indexed in:

- IME
- IBECS
- LATINDEX
- GOOGLE ACADÉMICO

Correspondencia:

Mónica López Pérez
Clínica Dental Alarcón
C/ Granados nº1 Bajo
33204 Gijón (Asturias)
dra_monicalopez@hotmail.com
Tel.: 984 100 820
Fax: 984 399 962

Fecha de recepción: 6 de abril de 2015.
Fecha de aceptación para su publicación:
18 de junio de 2015.

RESUMEN

La cerámica de óxido de aluminio (alúmina) se introdujo en 1993, pero el primer pilar totalmente cerámico fue introducido un año más tarde, en 1994, y consistía en alúmina altamente sinterizada (CerAdapt de Nobel Biocare). Sin embargo, el problema que presentaba este pilar fue su fragilidad. Con la introducción de los pilares de óxido de circonio (zirconia), se mejoraron las propiedades mecánicas y se ofrecieron nuevas oportunidades para las restauraciones. La zirconia desempeña un papel vital dentro de la biotecnología moderna debido a su carácter inerte y a sus excelentes propiedades mecánicas, como resistencia y dureza. Este pilar cerámico se fabrica a partir de zirconia estabilizada con itria (Y-TZP), un material que está siendo utilizado en cirugía ortopédica desde hace más de 20 años. Sin embargo, la zirconia aún no lleva mucho tiempo en el campo de la odontología, por lo que no hay estudios a largo plazo de su comportamiento mecánico en boca.

El objetivo general del trabajo, es estudiar la resistencia estática y a fatiga mediante ensayos in vitro de una muestra de probetas de pilares rectos de zirconia de diámetro estándar sobre implantes, confeccionadas según la normativa UNE-EN ISO 14801.

Las conclusiones más destacadas del presente trabajo son las siguientes: todos los pilares fracturan por el cuello; todos los pilares se pueden usar en el sector anterior maxilar incluso a largo plazo; y, por último es necesario, que los estudios sobre aditamentos protésicos, se realicen mediante un protocolo establecido (norma UNE-EN ISO 14801), para que sea más fácil la comparativa entre ellos.

ZIRCONIA IMPLANT ABUTMENTS: BIOMECHANICAL BEHAVIOUR

ABSTRACT

The ceramic of aluminum oxide (Alumina) was first introduced in 1993, however, the first all-ceramic abutment was developed one year later in 1994, this abutment was made of alumina highly synthesized (CerAdapt by Nobel Biocare). However, the problem discovered on these abutments was its fragility. With the introduction of zirconium oxide abutments (zirconium), the mechanical properties were improved and new opportunities for restorations were developed. Zirconium plays an important role within modern biotechnology because of its inertness. In addition, it has excellent mechanical properties, such as strength and hardness. This ceramic abutment is made of yttria stabilized zirconia (Y-TZP), material that is being used in orthopaedic surgery for over 20 years. However, zirconium hasn't been tested properly in the field of dentistry, so there is no long-term studies of their mechanical behaviour in the mouth.

The aim of this work is to study the static and fatigue strength in vitro of zirconia straight abutments of standard diameter implants, according to UNE-EN ISO 14801.

The main results extracted are the following: all abutments fractured by their neck; all abutments can be used in the anterior part of maxilla; and, it is necessary that studies of prosthetic attachments are made using an established protocol (UNE-EN ISO 14801), to make easier the comparison between them.

PALABRAS CLAVE

Pilares de zirconia; Pilares cerámicos sobre implantes; Fuerza de rotura; Fatiga; Tensión de rotura de pilares de zirconia.

KEY WORDS

Zirconia abutments; Ceramic implant abutments; Failure load, fatigue; Fracture strength of zirconia abutments.

INTRODUCCIÓN

La demanda de estética por parte de los pacientes en la realización de prótesis dentales es un hecho incuestionable en nuestros días. La comunidad científica lleva bastante tiempo investigando sobre este tema para proporcionar soluciones cada vez más afines con la imagen de un diente natural, mediante la eliminación del metal y la confección de prótesis puras de cerámica.

Los pilares sobre implantes tradicionalmente han sido de metal. El uso del titanio redujo efectos galvánicos y corrosivos. La utilización de pilares de titanio implica el uso de coronas metal-cerámica sobre ellos, con los inconvenientes estéticos que ello acarrea. La introducción de los pilares totalmente cerámicos mejoró la dureza Vickers (2.000 kg/mm² para la alúmina u óxido de aluminio y 1.200 kg/mm² para la zirconia), el color y el diseño del perfil de emergencia, así como permitió la utilización de coronas de recubrimiento total de cerámica sin metal, mucho más traslúcidas. Sin embargo, el problema de la cerámica sigue siendo su fragilidad ante las fuerzas de tensión. En materiales frágiles, las fracturas comienzan a partir de un defecto (poro, grieta, etc.). Ante fuerzas como las de la masticación se puede iniciar una grieta que puede provocar la fractura del material. Recientemente, se está realizando un enorme esfuerzo para mejorar los métodos de fabricación de las cerámicas dentales, y, como resultado, dos cerámicas altamente resistentes se encuentran en el mercado: las de alúmina y las de zirconia¹.

La cerámica de alúmina se introdujo en 1993, pero el primer pilar totalmente cerámico fue introducido un año más tarde, en 1994, y consistía en alúmina altamente sinterizada (CerAdapt de Nobel Biocare). Sin embargo, el problema que presentaba este pilar fue su radiolucidez y la fragilidad¹.

La zirconia se usa en cerámica dental parcialmente estabilizada con itrio (Y-TZP). Esto le confiere unas cualidades excepcionales de dureza y resistencia a la flexión, de las que carecen las demás cerámicas. Con la introducción de los pilares de zirconia, se mejoraron las propiedades mecánicas y se ofrecieron nuevas oportunidades para las restauraciones¹.

Numerosos investigadores han estudiado en los últimos 15 años las propiedades biomecánicas de estos pilares. Se citan a continuación algunos de los artículos más representativos:

Boudrias y cols.², en 2001, indicaron que los pilares cerámicos, debido a su menor resistencia mecánica que los

metálicos, sólo deben colocarse en el sector anterior y en los premolares no sujetos a carga oclusal excesiva. No lo ven adecuado para los molares, ni para caninos o incisivos cuando existe sobremordida mayor de un 50%.

Butz³, en 2005, compara pilares de zirconia reforzados con titanio (ZiReal de 3i) con pilares de alúmina pura y de titanio en implantes de hexágono externo expuestos a 1,2 millones de ciclos de masticación hasta la fractura. Encuentra unas cargas medias de fractura similares entre 324 N para el Ti y 239 N para la Al.

En 2006, Att y sus cols.⁴, evaluaron la resistencia a la fractura de coronas sobre implantes de dióxido de circonio en diferentes pilares de alúmina, zirconia y titanio. Se sometieron a ciclos de carga y de altas temperaturas. La resistencia a la fractura fue 1251, 241 y 457 N para los grupos de Ti, Al y Zr respectivamente. Por tanto, todos los pilares estudiados podían soportar las fuerzas oclusales fisiológicas del sector anterior.

En general, González Perera¹, refiere una falta de estudios a largo plazo sobre la resistencia de estos pilares cerámicos tanto para implantes unitarios como para puentes de tramo corto.

En otro estudio de Aramouni y sus cols.⁵, en 2008, evalúan implantes Certain de 3i e implantes SLA ITI Straumann en tres grupos según los pilares que tenía cada grupo: Grupo 1 (implantes Certain con pilares ZiReal), Grupo 2 (implantes SLA con pilares synOctaCeramicBlanks) y el Grupo 3 (implantes Certain con pilares UCLA en aleación noble). Se usó una máquina Instron y se aplicó la carga con una angulación de 45°. Los resultados de resistencia a la fractura fueron: Grupo 1 (792,7 N), Grupo 3 (793,6 N), y el Grupo 2 (604 N).

Apicella y cols.⁶, en 2011, evaluaron las diferencias en la resistencia a la fractura de pilares de titanio (TiDesign 3.5/4.0) y pilares de zirconia (ZirDesign 3.5/4.0; 5,5; 1,5 mm). Ambos grupos fueron sometidos a cargas hasta la fractura. El grupo Ti mostró, significativamente, cargas más altas de resistencia a la fractura (552,3±23,1 N), mientras que el grupo Zr obtuvo una resistencia de 296,6±45,4 N. De todas formas, los autores concluyen, que los dos tipos de pilares son adecuados para soportar las fuerzas de masticación fisiológicas en la zona premolar.

Foong y sus cols.⁷, en 2013, determinaron la resistencia a la fractura de pilares de titanio (TiDesign, 3.5/4.0; 4,5 de Astra Tech) y de zirconia (ZirDesign 3.5/4.0; de Astra Tech). Se realizaron coronas CAD/CAM y un ensayo de fatiga, en

un ángulo de 30°. Los pilares de titanio, fracturaron a una media de 270 N, a los 81.935 ciclos. Los de zirconia a una media de 140 N a los 26.296 ciclos. El modo de fractura es específico del tipo del material del pilar y del diseño del mismo y la fractura de los pilares de zirconia se observó antes del fallo del tornillo de fijación.

Dada la variabilidad de resultados observada en los trabajos previos (desde las cifras de fractura medias de 140 N de Foong y cols.⁷, pasando por los 296 N de Apicella y cols.⁶, a los 792 N de Aramouni y cols.⁵.) la justificación de este trabajo radica en la necesidad de obtener las evidencias científicas suficientes que avalen la utilización de los pilares de zirconia con fiabilidad y que discrimine las cargas que son capaces de soportar, tanto los de base mecanizada de titanio como los enteramente cerámicos, y tanto para conexión interna como para conexión externa.

El objetivo general del trabajo es estudiar la resistencia estática y a fatiga en condiciones de carga del sector anterior mediante ensayos in vitro de una muestra de probetas de pilares rectos de zirconia de diámetro estándar sobre implantes, confeccionadas según la normativa UNE-EN ISO 148018.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para la realización de este trabajo se han empleado los siguientes materiales:

- 6 pilares CAP454 y 6 tornillos con baño de oro de Biomet 3i (Biomet 3i, Palm Beach, USA).
- 6 pilares RC Straumann Anatomic IPS e.max Abutment straight, GH 2mm, MO, O, ZrO₂ y 6 tornillos de titanio (Straumann, Basilea, Suiza).
- 6 pilares ZirDesign 4.5/5.0, diámetro 5,5 y 1,5 mm Astra Tech implant system y 6 tornillos de titanio (Dentsply Implants, Mölndal, Suecia).

Para la realización de los ensayos estáticos se fabricaron 9 soportes de muestras de acuerdo a la norma UNE-EN ISO 14801. Adicionalmente se diseñó un útil para el posicionamiento de las muestras en la máquina de ensayos. Los implantes se fijaron al soporte de carga con un composite Multicore HB (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein). Este composite fue usado por su módulo de elasticidad (18 GPa) similar al del hueso humano.

El procedimiento de preparación de las muestras para su ensayo fue el que se cita a continuación:

1. Limpieza de los posibles restos del interior de los implantes mediante aire comprimido.
2. Fijación del pilar al implante mediante un tornillo a diferentes momentos torsores, según las recomendaciones del fabricante: Biomet 3i a 20 Ncm, Straumann a 35 Ncm, y Astra Tech a 25 Ncm (Figura 1).



Figura 1. Montaje de los pilares.

3. Fijación mediante un adhesivo de una semiesfera al pilar para transmitir la carga al pilar. Todas las probetas han pasado al menos 24 horas, desde el momento en el que se les fija la semiesfera, hasta que se ensayan. Se ensayaron tres muestras por cada tipo de pilar en los ensayos estáticos y tres muestras por pilar para los ensayos de fatiga.

Los ensayos estáticos se realizaron usando el soporte de ensayos, ya descrito. De esta manera la fuerza aplicada induce un momento flector en el pilar tal y como recomienda la norma UNE-EN ISO 14801. Este estudio se ha realizado con una desviación respecto a lo descrito en la norma referente a la distancia de sujeción de la muestra, estando la parte superior del implante al nivel nominal del hueso.

Los ensayos en carga estática se realizaron con una máquina universal de ensayos ELIB-20 (Ibertest, Madrid, España) a una velocidad de 1 mm/min empleando una célula de carga de 2 kN. Las condiciones ambientales de ensayo fueron 20 °C ± 5 °C y una humedad relativa de 50 % HR ± 20 % HR (Figura 2).



Figura 2. Montaje para ensayo de resistencia estática.

Una vez terminado el ensayo se anotó la fuerza de rotura y se fotografiaron las muestras a fin de documentar el fallo producido. Posteriormente las muestras ya ensayadas se guardaron perfectamente identificadas para su estudio.

Los ensayos de fatiga se realizaron de acuerdo a la norma UNE-EN ISO 14801. El montaje se ha realizado de manera que se garantice un ángulo de aplicación de la carga comprendido entre 28° y 32° (Figura 3).

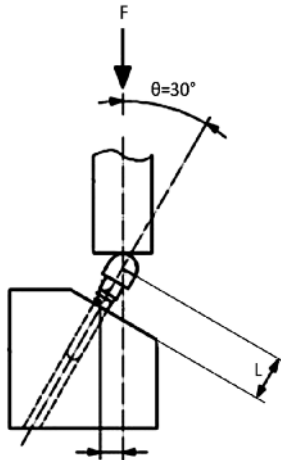


Figura 3. Esquema de la realización de ensayos [8].

Estos ensayos se realizaron con una máquina ElectroPuls E3000 (Instron, Norwood, USA) a una frecuencia de 10 Hz hasta 5 millones de ciclos, o hasta que tiene lugar el fallo del pilar, del tornillo, o del implante. Las condiciones ambientales de ensayo fueron $20^\circ\text{C} \pm 5^\circ\text{C}$ y una humedad relativa de $50\% \text{ HR} \pm 20\% \text{ HR}$. Una vez terminado el ensayo se anotó el número de ciclos y se fotografiaron las muestras a fin de documentar el fallo producido.

Conforme a la norma UNE-EN ISO 14801, los ensayos se han llevado a cabo manteniendo una relación de fatiga, R , de 0,1 ($R = F_{\text{min}} / F_{\text{max}}$). Lo cual implica una oscilación de las cargas cíclicas durante el ensayo, entre un valor máximo, F_{max} , y un valor mínimo, F_{min} , guardando una relación constante del 10%.

Como valor de F_{max} en cada caso se tomó un 25% del valor de la fuerza de rotura, obtenida mediante el ensayo estático mencionado anteriormente.

Análisis estadístico

Los valores obtenidos de los ensayos se expresaron como el valor medio \pm la desviación típica. Se ha procedido a efectuar un análisis de la varianza con un nivel de significación del 5%. En el caso de existir diferencias significativas se efectúa un contraste DM post hoc. En el caso de comparar valores de ensayos antes y después de someterlos a fatiga se ha llevado a cabo un test de la t de student. El paquete estadístico que se ha utilizado para el análisis de resultados ha sido SPSS 15.0 for Windows (IBM SPSS, Chicago, USA).

RESULTADOS

Ensayos estáticos

Se ensayaron un total de 9 pilares, tres de cada marca empleada, fracturándose todos en el ensayo. En la Figura 4 se muestran las curvas fuerza-desplazamiento para los tres pilares estudiados. En todos los casos se tomó el punto más alto de la curva como la fuerza de rotura a efectos de cálculo.

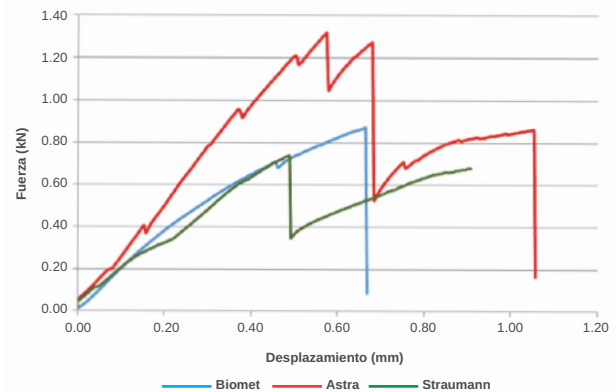


Figura 4. Curvas fuerza-desplazamiento para los tres tipos de pilares estudiados.

El valor medio de la fuerza de rotura fue de 1058 ± 225 N para AstraTech, 866 ± 189 N para Biomet 3i, y 873 ± 402 N para Straumann.

La inclinación dada al pilar a la hora de realizar el ensayo (de acuerdo con la norma), genera un estado de tensiones complejo, cuyos valores máximos se sitúan en la unión del pilar con el implante. Con el fin de poder comparar la resistencia de los pilares que tienen diferente longitud y área, se procedió a calcular el estado tensional en el punto más cargado del pilar con las siguientes consideraciones:

- El pilar se toma como un cilindro hueco perfecto, sin picos ni salientes.
- Se calculan los esfuerzos como si la carga se repartiera por igual sobre la superficie del pilar en la que se aplica la carga.
- El máximo esfuerzo lo sufre la base del pilar.

Este esquema de fuerzas se observa en la (Figura 5).

Donde:

F es la carga aplicada por la máquina de ensayos.

θ es el ángulo de inclinación proporcionado por el bloque de carga (30°).

L es la distancia del punto de aplicación de la carga (F) hasta la superficie del soporte.

Aplicando la carga (F) según la norma se generan un momento flector (M_f), debido a la parte de la carga que se proyecta en el eje perpendicular al pilar, por la misma com-

ponente de la fuerza, se tiene en cuenta una fuerza cortante (Q), y por la componente en el eje paralelo al pilar se genera una fuerza normal (N) con sentido hacia el punto de fijación del pilar al implante.

$$M, = F \cdot \text{Sen}\theta \cdot L$$

$$N = F \cdot \text{Cos}\theta$$

$$Q = F \cdot \text{Sen}\theta$$

Siendo θ el ángulo que forma la dirección de la carga aplicada con el pilar, es decir 30° . Las dimensiones necesarias para el cálculo de la tensión en el pilar son la fuerza (F), la distancia del punto de aplicación de la carga hasta el empotramiento (L) y el área de la sección transversal del pilar (A) en el punto nominalmente más cargado. Estas dimensiones se determinaron experimentalmente y se muestra en la Tabla 1.

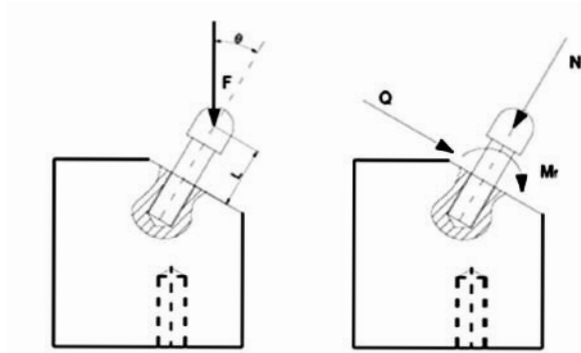


Figura 5. Distribución de fuerzas y momentos en el implante.

TABLA 1. DIMENSIONES PILARES

	Longitud (mm)	Área (mm ²)
Astra	8,5	9,33
Biomet	11	6,28
Straumann	11	8,16

TABLA 2. RESULTADOS DEL ENSAYO DE COMPRESIÓN CON CARGA ESTÁTICA

	Fuerza (N)	Momento flector (Nm)	Tensión tracción (MPa)	Tensión compresión (MPa)
Astra	1058 ± 225	4,5 ± 1,0	669 ± 142	863 ± 183
Biomet	866 ± 189	4,8 ± 1,0	894 ± 195	1131 ± 247
Straumann	873 ± 402	4,8 ± 2,2	1061 ± 488	1245 ± 573

Para el cálculo de tensiones seguimos el siguiente procedimiento, distinguiendo entre tracción y compresión:

$$\sigma_{trac} = -\frac{N}{A} + \frac{M_f}{I_x} \cdot r$$

$$\sigma_{comp} = -\frac{N}{A} + \frac{M_f}{I_x} \cdot r$$

$$\sigma_{1,3} = \frac{\sigma}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{\sigma}{2}\right)^2 + \tau^2}$$

Siguiendo el criterio de Von Mises:

$$\sigma_{equivalente} = \frac{1}{2} \sqrt{(\sigma_1 - \sigma_3)^2 + \sigma_1^2 + \sigma_3^2}$$

A partir de las expresiones anteriores se procedió a calcular los momentos flectores y las tensiones de tracción y compresión equivalentes para cada una de las muestras (Tabla 2).

No se encontraron diferencias estadísticas significativas ($p > 0.05$) entre los valores de tensión para los distintos pilares. El modo de fallo producido en cada uno de los pilares se muestra en la Figura 6.

Ensayos de fatiga

Tal y como se describió en el método experimental se empleó como carga máxima de ensayo para los ensayos de fatiga un 25% de la fuerza de rotura en estático. En la Tabla 3 se muestran las condiciones de ensayo a fatiga para cada uno de los pilares estudiados.

Bajo estas condiciones de ensayo todos los pilares sobrevivieron a 5.000.000 de ciclos salvo uno de los pilares de Biomet 3i que rompió a los 501.497 ciclos.

A fin de comprobar si los ciclos de carga a los que han sido sometidos los pilares afectan a su resistencia, se procedió a ensayar en condiciones estáticas los pilares supervivientes y comprobar si hay diferencias antes y después de ser sometidos a fatiga.

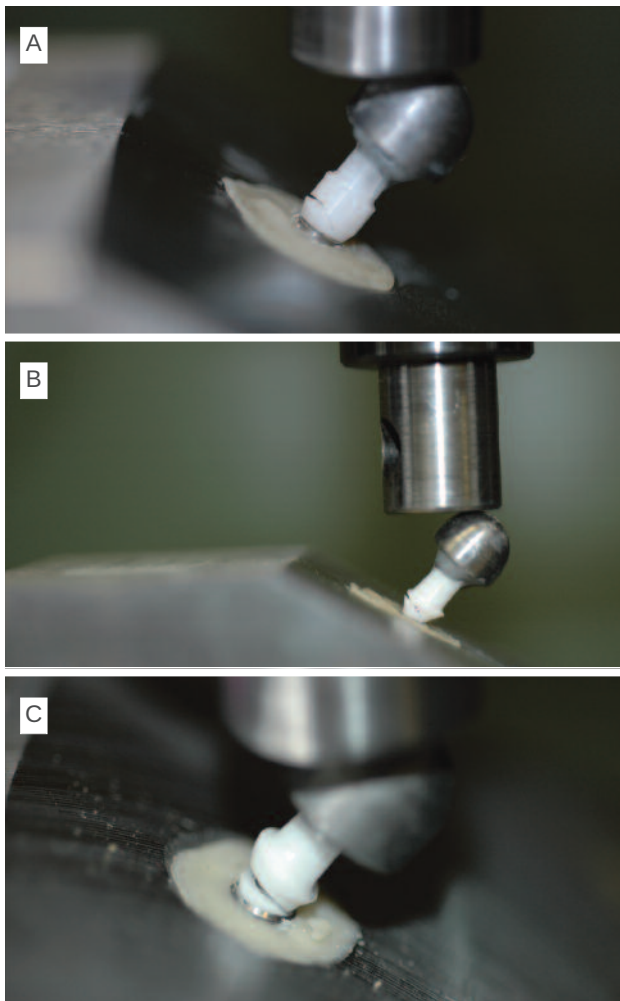


Figura 6. Fractura pilares. Biomet 3i (a), Astra (b), Straumann (c).

Los resultados obtenidos se muestran en la Tabla 4.

Analizando los resultados del contraste de hipótesis t-Student, se confirma que no existen diferencias estadísticamente significativas ($p > 0,05$) en ninguna de las marcas para los valores de rotura a carga estática, antes y después de someterlos a 5.000.000 de ciclos a fatiga, con una fuerza del 25% de la fuerza de rotura en estático.

DISCUSIÓN

Los pilares cerámicos que presentan una mayor resistencia son los de zirconia HIP, tal como lo reflejan numerosos estudios⁹⁻¹¹, siendo su resistencia a la tracción aproximadamente de 1000 MPa. Sin embargo, aun utilizando estos aditamentos, el punto débil del sistema implante-pilar cerámico-tornillo-corona cerámica, es el pilar cerámico. Este representa el mayor riesgo de fracaso de la restauración por fractura a nivel de su cuello. Esto es debido a varios factores: el tallado de los pilares, la geometría del pilar aun sin haberlo tallado, y, en consecuencia, la tensión que soporta el pilar ante las cargas oclusales.

Por otra parte, la capacidad de un material de disipar la energía de fractura es definida como "tenacidad a la fractura". La tenacidad a la fractura de la aleación de titanio más utilizada en odontología (Ti-6Al-4V), es de entre 84 y 107 $\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$. Y la tenacidad a la fractura de la zirconia (Y-TZP-HIP), es de entre 5,5 y 6,7 $\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$. Este valor bajo de tenacidad a la fractura en comparación con la aleación de titanio constituye la mayor limitación de los materiales cerámicos, ya que son más susceptibles a la presencia de defectos y se fracturan sin dar señales premonitorias, a

TABLA 3. CONDICIÓN DE ENSAYO DE LOS ENSAYOS DE FATIGA

	Fuerza máxima (N)	Momento flector máximo (Nm)	Tensión tracción (MPa)	Tensión compresión (MPa)
Astra	264,5	1,12	167,3	215,9
Biomet	216,6	1,19	223,6	282,9
Straumann	218,4	1,20	265,3	311,4

TABLA 4. RESULTADOS DEL ENSAYO CON CARGA ESTÁTICA DESPUÉS DEL ENSAYO DE FATIGA

	Fuerza (N)	Momento flector (Nm)	Tensión tracción (MPa)	Tensión compresión (MPa)
Astra	1063 ± 290	4,5 ± 1,2	672 ± 183	868 ± 237
Biomet	945 ± 61	5,2 ± 0,3	976 ± 63	1235 ± 80
Straumann	804 ± 245	4,4 ± 1,4	976 ± 298	1146 ± 350

diferencia de los metales que antes de romperse se deforman plásticamente.

Para valorar la resistencia de los pilares de zirconia y su indicación de utilizarlos según el sector del maxilar en el que se coloquen, es necesario considerar que, en el adulto, las fuerzas oclusales, disminuyen de la región molar a los incisivos; entre el primer y el segundo molar, dichas fuerzas varían de 400 a 800 N. En los premolares, los caninos, y, los incisivos, se han registrado por término medio, unas fuerzas de unos 300, 200, y, 150 N, respectivamente¹²⁻¹⁹.

Según los resultados obtenidos, en nuestro estudio, los pilares sometidos a carga estática han fallado en un intervalo de fuerzas (N), de 866 ± 189 a 1058 ± 225 , y, por tanto podrían soportar las fuerzas fisiológicas oclusales del sector anterior sin problemas.

Uno de los factores de mayor controversia, en relación a la utilización de pilares de zirconia, es el tiempo de observación de los estudios clínicos, en los que, hay una observación de la resistencia de los pilares, a corto plazo²⁰⁻²⁴.

Exceptuando un trabajo de Döring y cols.²⁵, que llega a un periodo de observación de ocho años, pero en el cuál, la mayoría de los pilares son de titanio, usando sólo 11 pilares cerámicos; otro trabajo de Ekfeldt y cols.²⁶, que llega a un periodo de observación de cinco años, de pilares de zirconia, hechos por el sistema CAD/CAM de Procera de Nobel Biocare; y, otro estudio de Zembic y cols.²⁷, en el que llegan a un periodo de observación de cinco años, y, en el que, afirman que los pilares de zirconia, se pueden usar perfectamente en sectores posteriores maxilares. Sin embargo, no existen trabajos clínicos que reflejen el comportamiento a largo plazo de este tipo de pilares. Es por esto, la importancia que adquieren los trabajos de resistencia in vitro o de laboratorio, como el presente, enfocados a la simulación del comportamiento en boca a largo plazo, en especial, los ensayos de fatiga.

Los resultados que se encuentran en la revisión bibliográfica son muy dispares, pensando los autores de este artículo que la razón radica en el diferente diseño de los ensayos in vitro.

En algunos estudios, como el de Att y cols.⁴, y, como el de Butz y sus cols.³, los valores de resistencia de los pilares de zirconia, alúmina y titanio, son muy dispares entre ambos artículos, y, no sólo entre ambos artículos, sino que, en el de Att⁴, describe, gran disparidad, entre los valores de resistencia de los tres tipos de pilares, mientras que, Butz³, relata, unos valores de resistencia, muy similares, para los tres tipos de pilares de distintos materiales. En el estudio de Att⁴, fueron tratados cuarenta y ocho incisivos centrales maxilares sobre implantes de conexión interna. El grupo 1 fue de pilares de alúmina, el grupo 2 de pilares de zirconia y el grupo control fue de pilares de titanio. Las coronas fueron cementadas. Se sometieron a ciclos de carga y a ciclos de altas temperaturas. La resistencia fue 1251 N,

457 N y 241 N para los grupos de Ti, Zr y Al respectivamente. Sin embargo, en el estudio de Butz³, lo que comparan, son pilares de óxido de circonio reforzados con titanio en la base (pilar ZiReal de 3i), pilares de alúmina pura y pilares de titanio, en implantes de hexágono externo, cementándose coronas metálicas. Fueron expuestos a ciclos de carga hasta su fractura. Las cargas medias de fractura fueron las siguientes: Ti (324 ± 85 N), Zr (294 ± 53 N) y Al (239 ± 83 N). Coinciden en el orden de resistencia (Ti, Zr y Al) y en que todos pueden soportar las cargas oclusales fisiológicas de sector anterior, pero reproducen unos resultados muy inferiores, en especial para la alúmina. Así, como cada estudio ha seguido un protocolo distinto, con distintos materiales (conexión interna vs externa y Zr puro vs Zr con base de titanio), y, distinta metodología (cargas y angulaciones), los valores, son muy dispares. Por lo cual, se considera muy importante realizar los ensayos siguiendo unos parámetros dispuestos en una norma internacional, como así se ha realizado, basándose el trabajo, en la norma UNE-EN ISO 14801.

Uno de los factores más importantes, que pueden afectar directamente a su rendimiento, es el diseño del pilar, y, esto, además de observarlo en el presente estudio, ya que cada pilar utilizado, es de diferente casa comercial con diferentes dimensiones y un comportamiento distinto; lo refrenda algún autor, como Aboushelib y cols.²⁸, y Foong y cols.⁷, que afirman que el modo de fractura, es específico del tipo del material del pilar y del diseño del mismo. Por otra parte, en algunos estudios como el de Canullo y cols.²⁹, se comparan pilares de la misma casa comercial, lo que implica que en estos casos, no se van a obtener tantas diferencias entre ellos como cuando son pilares de distintas casas comerciales, como ocurre en el presente estudio, ya que su diseño y dimensiones, son completamente distintas.

El motivo de la discrepancia de valores de fuerza de rotura entre pilares de distintas casa comerciales es que presentan distintas dimensiones y diseño. Así, en opinión de los autores, para comparar pilares de diferentes dimensiones, como los usados en nuestro estudio, es necesario, comparar tensiones (MPa) y no fuerzas (Newtons), de esta manera, aunque tengan distintas medidas, se pueden comparar los valores de tensión a la que fallan los pilares.

Por otra parte, se debe tener en consideración que los pilares analizados en este estudio se ensayaron en las condiciones proporcionadas por el fabricante, siendo habitual en clínica que haya que tallar los mismos para adaptarlos a la situación real en boca (los pilares eran rectos y de 11 mm de longitud dos de ellos, siendo habitual tener que adaptarlos a una cierta inclinación y a una longitud menor del diente). Estas variaciones en la longitud y en la inclinación pueden hacer que la fuerza que es capaz de soportar el pilar varíe de forma significativa.

Un ejemplo ilustrativo es el pilar Astra que al tener una menor longitud y una mayor área de la sección transversal del

pilar (A), lo que le permite soportar una mayor fuerza (1058 ± 225 N) frente al pilar Biomet que es más largo y de menor área, siendo en este caso la carga máxima que soporta antes de fracturar de 866 ± 189 N.

Otros autores han comparado los momentos flectores para determinar el comportamiento del pilar^{30, 31}. El momento flector, se genera, cuando una fuerza no es axial, como ocurre en nuestro estudio, ya que las fuerzas oclusales anteriores, se generan, en un ángulo de 30° . En los pilares estudiados, el momento flector (N·m) al cual fractura el pilar, varía entre $4,5 \pm 1,0$ y $4,8 \pm 2,2$ N·m, debido a que cada pilar, como ya se ha comentado, tiene unas dimensiones distintas.

Canullo y cols.²⁹, indican en su estudio, mediante ensayos estáticos en distintos tipos de pilares, que los momentos flectores obtenidos eran sensiblemente más altos que los obtenidos por otros autores atribuyéndolo al doble sistema de anclaje zirconia/titanio empleados en estos pilares.

Sin embargo, como se pueden ver en las ecuaciones descritas con anterioridad, el valor del momento flector es dependiente de la carga aplicada y de las dimensiones del pilar, por lo que se debe manejar este dato con cuidado a la hora de evaluar la resistencia de los pilares.

Por tanto un buen estimador del comportamiento del pilar sería comparando la tensión a la cual rompen. Los valores de tensión de tracción que soportaron los pilares de nuestro estudio, varían entre 580 y 1612 MPa. La tensión está determinada por las dimensiones de cada pilar y el momento flector. Si se comparan las tensiones a las que rompen los pilares, se observa que los pilares Astra fallaron a una tensión de 669 ± 142 MPa, los pilares Biomet 894 ± 195 unidades y los de Straumann a 1061 ± 488 unidades, aunque no hay diferencias estadísticamente significativas entre ellos ($p > 0,05$). Como se puede ver el pilar Astra es el que presenta la menor resistencia ya que la tensión a la que falló era la más baja, pero sin embargo si se comparan los valores de fuerza es el que soportó una mayor fuerza (1058 N).

Desde el punto de vista de la aplicación odontológica, se podría pensar que, la elección más interesante es el pilar Astra ya que es el que soporta una mayor carga (simplemente porque es más corto y tiene una mayor área), pero desde el punto de vista del comportamiento del material este pilar es el que presenta un peor comportamiento (la tensión a la que falla es menor que la de los otros pilares, que fracturan bajo tensiones más elevadas y más cercanas a los valores teóricos de resistencia a la tracción de la zirconia).

Otro aspecto que no se ha abordado en este estudio es el diseño del pilar que puede hacer que el estado tensional varíe significativamente de unos pilares a otros.

Como se puede observar en la Tabla 4 las tensiones de tracción son menores que las tensiones de compresión,

sin embargo cuando los pilares fallaban, la grieta se iniciaba en el lado del pilar sometido a tensiones de tracción, aun siendo menores que las tensiones de compresión. Se considera que la tensión a tracción que se genera es el factor principal en la fractura en la base de los pilares, al facilitar la iniciación y propagación de la grieta en esta zona.

Otro de los puntos más importantes a tener en cuenta para el buen comportamiento a largo plazo de las restauraciones en prótesis fija sobre implantes, es la localización de los pilares de zirconia, en la arcada dental, sin embargo, no existen unanimidad de criterios, sobre hasta qué posición de la arcada se aseguraría su comportamiento clínico adecuado a largo plazo. Al revisar la bibliografía, se observa un amplio intervalo de colocación de pilares cerámicos en distintas localizaciones del maxilar, hecho que pone de manifiesto, la ausencia de un límite objetivo de posicionamiento de los pilares de zirconia en la arcada maxilar basado en la evidencia científica²⁰⁻²⁵. Por los datos obtenidos en nuestro trabajo, y la media de fuerzas oclusales fisiológicas de un adulto, además de coincidir con los resultados obtenidos por algunos autores, como Boudrias y cols.², y como Cho y cols.³², no se ve adecuada su utilización, en los sectores posteriores maxilares, sólo deben colocarse en el sector anterior y en los premolares no sujetos a carga oclusal excesiva, para su supervivencia a largo plazo. Según Gehrke y cols.¹⁶, es razonable demandar que los pilares soporten, desde un intervalo de 300 N para la región anterior a 1000 N para la región posterior.

En este estudio se ha verificado una elevada tasa de supervivencia de los pilares a largo plazo ya que solo un pilar falló después de someterlos a $5 \cdot 10^6$ ciclos de carga.

Cuando se comparan los datos de resistencia estática de antes y después del ensayo de fatiga (Tabla 4), se observa que no existen diferencias significativas estadísticamente ($p > 0,05$) entre los valores de rotura a carga estática antes y después de someterlos a $5 \cdot 10^6$ de ciclos a fatiga con una fuerza del 25% de la fuerza de rotura en estático. Estos resultados confirman que los pilares no han sufrido daños y que mantienen su resistencia inicial.

Varias limitaciones del estudio necesitan ser tenidas en cuenta para poder hacer una adecuada correlación con la aplicación clínica. En primer lugar es necesario realizar los estudios con un mayor número de muestras a fin de obtener unos resultados más potentes estadísticamente. En segundo lugar en futuros estudios se deberían estudiar niveles de carga más elevados para los ensayos de fatiga.

CONCLUSIONES

1. Los pilares de zirconia fracturan por el cuello ante sobrecargas.
2. La carga (fuerza) soportada por el pilar, se ve influida por las dimensiones del pilar y por su posicionamiento.

3. En nuestro estudio no existen diferencias estadísticamente significativas ($p>0,05$) entre los valores de rotura a carga estática antes y después de someterlos a $5 \cdot 10^6$ de ciclos a fatiga. Este resultado es indicativo de un

buen comportamiento a largo plazo cuando las cargas son bajas.

4. Los pilares de zirconia parecen ser adecuados para ser utilizados en sector anterior maxilar.



BIBLIOGRAFÍA

1. González Perera MJ, Castillo Pedrero C. Pilares Cerámicos. *Rev Int Prót Estomatol* 2007; 9 (2): 101-09.
2. Boudrias P, Shoghikian E, Morin E, Hutnik P. Esthetic option for the implant-supported single-tooth restoration-treatment sequence with a ceramic abutment. *J Can Dent Assoc* 2001; 67 (9): 508-14.
3. Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub JR. Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 838-43.
4. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 2006; 33: 380-86.
5. Aramouni P, Zebouni E, Tashkandi E, Dib S, Almas K. Fracture resistance and failure location of zirconium and metallic implant abutments. *J Contemp Dent Pract* 2008; 9 (7): 41-48.
6. Apicella D, Veltri M, Balleri P, Apicella A, Ferrari M. Influence of abutment material on the fracture strength and failure modes of abutment-fixture assemblies when loaded in a bio-faithful simulation. *Clin Oral Impl Res* 2011; 22: 182-88.
7. Foong JKW, Judge RB, Palamara JE, Swain MV. Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2013; 109: 304-12.
8. Norma UNE-EN ISO 14801:2008. Odontología. Implantes. Ensayo de fatiga dinámica para implantes dentales endoóseos.
9. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2010; 37: 641-52.
10. Riva D, Pizzoni L. Zirconia implant fixed partial denture replacing multiple missing teeth in the esthetic zone: a case report and technical aspects. *Quintessence Dent Tech* 2008; 31: 163-70.
11. Kern M. Técnica asistida por ordenador para coronas y puentes con nuevas perspectivas. ¿Es el "acero cerámico" el "oro blanco"? *Quintessence técnica* (ed. esp.) 2005; 16 (6): 297-304.
12. Waltimo A, Könönen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scand J Dent Res* 1993; 101: 171-75.
13. Craig RG. *Materiales de odontología restauradora*. Décima ed. Madrid: Harcourt Brace; 1998.
14. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2003; 90: 325-31.
15. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil* 2004; 31: 18-22.
16. Gehrke P, Dhom G, Brunner J, Wolf D, Degidi M, Piatelli A. Zirconium implant abutments: Fracture strength and cyclic loading on retaining-screw loosening. *Quintessence Int* 2006; 37(1): 19-26.
17. Rosentritt M, Kolbeck C, Ries S, Gross M, Behr M, Handel G. Zirconia resin-bonded fixed partial dentures in the anterior maxilla. *Quintessence Int* 2008; 39: 313-19.
18. Wolf D, Bindl A, Schmidlin PR, Lüthy H, Mörmann WH. Strength of CAD/CAM-Generated esthetic ceramic molar implant crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23: 609-17.
19. Shemtov-Yona K, Rittel D, Levin L, Machtei EE. Effect of Dental Implant Diameter on Fatigue Performance. Part I: Mechanical Behavior. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012; 1-6.
20. Andersson B, Glauser R, Maglione M, Taylor A. Ceramic implant abutments for short-span FDPs: prospective 5-year multicenter study. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 640-46.
21. Henriksson K, Jemt T. Evaluation of custom-made Procera ceramic abutments for single-implant tooth replacement: a prospective 1-year follow-up study. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 626-30.
22. Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hämmerle CHF. Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clin Oral Impl Res* 2009; 20: 802-08.
23. Nothdurft F, Pospiech P. Prefabricated zirconium dioxide implant abutments for single-tooth replacement in the posterior region: evaluation of peri-implant tissues and superstructures after 12 months of function. *Clin Oral Impl Res* 2010; 21: 857-65.
24. Sailer I, Zembic A, Jung RE, Siegenthaler D, Holderegger C, Hämmerle CHF. Randomized controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for canine and posterior single-tooth implant reconstructions: preliminary results at 1 year of function. *Clin Oral Impl Res* 2009; 20: 219-25.
25. Döring K, Eisenmann E, Stiller M. Functional and esthetic considerations for single-tooth ankylos implant-crowns: 8 years of clinical performance. *J Oral Implantol* 2004; 30: 198-209.
26. Ekfeldt A, Furst B, Carlsson GE. Zirconia abutments for single-tooth implant restorations: a retrospective and clinical follow-up study. *Clin Oral Impl Res* 2011; 22: 1308-14.
27. Zembic A, Bösch A, Jung RE, Hämmerle CHF, Sailer I. Five-year results of a randomized controlled clinical trial comparing zirconia and titanium abutments supporting single-implant crowns in canine and posterior regions. *Clin Oral Impl Res* 2013; 24: 384-90.
28. Aboushelib MN, Salameh Z. Fractura del pilar implantario de zirconio: casos clínicos y precauciones de uso. *Rev Int Prót Estomatol* 2010; 12 (3): 219-22.
29. Canullo L, Coelho PG, Bonfante EA. Mechanical testing of thin-walled zirconia abutments. *J Appl Oral Sci* 2013; 21 (1): 20-24.
30. Leutert CR, Stawarczyk B, Truninger TC, Hämmerle CHF, Sailer I. Bending moments and types of failure of zirconia and titanium abutments with internal implant-abutment connections: a laboratory study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27: 505-12.
31. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hämmerle CHF. 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: 850-58.
32. Cho H. A study on the fracture strength of implant-supported restoration using milled ceramic abutments and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 9-13.