

# Fractura del pilar implantario de zirconio: casos clínicos y precauciones de uso

Moustafa N. Aboushelib, DDS, MSc, PhD<sup>1</sup>/Ziad Salameh, DDS, PhD<sup>2</sup>

**Objetivo:** El zirconio se ha introducido recientemente como pilar cerámico para implantes gracias a la superioridad de sus propiedades mecánicas y a su color blanco. No obstante, requiere un manejo cuidadoso para evitar un fracaso inesperado. El objetivo de este estudio fue examinar cinco pilares de zirconio para implante con una fractura clínica utilizando los principios de la fractografía. **Materiales y métodos:** Se obtuvieron cinco pilares de zirconio con una fractura clínica para su análisis fractográfico. Las muestras se limpiaron, esterilizaron y se reorganizaron para permitir la reconstrucción de los pilares rotos. Los fragmentos estaban recubiertos por oro pulverizado y se examinaron de forma individual mediante microscopía electrónica de barrido. Se identificó la localización de la fisura original y se estimó la tensión de fractura utilizando las marcas de la fractura observadas en las superficies rotas. **Resultados:** En 3 pilares, la fisura crítica se localizó en el anillo interno, en la unión del pilar al componente metálico interno. La resistencia estimada a la fractura osciló entre 978 y 1.228 MPa. Se observaron marcas de fricción en la superficie del tornillo de fijación, que pudieron ser responsables de la generación de tensiones internas elevadas. Dos pilares se rompieron por un exceso de preparación y por el adelgazamiento de sus paredes laterales. **Conclusión:** Se recomienda realizar una radiografía de confirmación antes de atornillar los pilares finales de zirconio para evitar un asentamiento inadecuado y la generación de tensiones internas lesivas. *Prótesis Estomatológica 2010;3;219-222.*

**Purpose:** Zirconia was recently introduced as a ceramic implant abutment due to its superior mechanical properties and white color. Nevertheless, it requires careful handling to avoid unexpected failure. The aim of this study was to examine five clinically broken zirconia implant abutments using fractography principles. **Materials and Methods:** Five clinically fractured zirconia abutments were retrieved for fractographic analysis. The specimens were cleaned, sterilized, and reassembled to allow reconstruction of the broken abutments. Each fragment was gold sputter-coated and individually examined using scanning electron microscopy. The location of the crack origin was identified and the stress at failure was estimated using fracture marks observed on the broken surfaces. **Results:** For three abutments, the critical crack was located at the internal ring where the abutments met the internal metallic component. The estimated stress at failure ranged between 978 and 1,228 MPa. Friction landmarks were observed on the surface of the fixation screw, which could be responsible for the generation of high internal stresses. Two abutments broke due to overpreparation and thinning of the lateral walls. **Conclusion:** A confirmatory radiograph is recommended before the final zirconia abutments are screwed into place to prevent improper seating and the generation of damaging internal stresses.

Dadas sus propiedades mecánicas superiores, los materiales a base de zirconio han ampliado el abanico de diseños y los límites de la aplicación de todas las restauraciones cerámicas. Cuando se combina con los sistemas modernos de fabricación/diseño asistido por ordenador (CAD/CAM), la producción de estructuras complejas y precisas de zirconio no requiere más que algunos clicks en el teclado. Adicionalmente, el zirconio es un material para estructura blanca que proporciona una estética superior, especialmente cuando el margen de la preparación se localiza supragingivalmente y el espacio disponible no puede acomodar el grosor mínimo necesario para incorporar la carilla de cerámica requerida<sup>1</sup>.

Por otro lado, el zirconio tiene diferentes propiedades físicas y mecánicas en comparación con los pilares implantarios estándar de titanio, y para lograr resultados óptimos es necesario prestar una atención meticulosa a numerosos factores.

Uno de los factores más importantes que pueden afectar directamente a su rendimiento es el diseño del pilar. A pesar de presentar un módulo elástico elevado (215 GPa) y una resistencia a la flexión elevada (1.000 MPa) que sobrepasan los de muchas aleaciones metálicas, el zirconio no puede utilizarse en cortes finos debido a su fragilidad característica<sup>2</sup>. En el caso de restauraciones fijas, el grosor mínimo requerido oscila entre 0,5 y 0,7 mm, que debe incrementarse en las zonas sometidas a una tensión elevada (por ejemplo zonas del conector) y exige un manejo cuidadoso de estos pilares<sup>3</sup>.

El uso de zirconio para la producción de pilares implantarios se complica aún más por el problema de proporcionar una fijación adecuada mediante tornillos al cuerpo del implante. Este problema se soluciona mediante la inserción de una tuerca de ajuste por fricción, que proporciona un hex externo o interno para establecer una conexión adecuada con el cuerpo del implante (Procera Zirconio, Nobel

<sup>1</sup>Lecturer, Dental Biomaterials Department, Faculty of Dentistry, Alexandria University, Alexandria, Egypt.

<sup>2</sup>Researcher, Dental Biomaterials Research Centre, King Saud University, Riyadh, Saudi Arabia.

**Correspondencia:** Moustafa N. Aboushelib, Dental Biomaterials Department, Faculty of Dentistry, Champolion Street, Azarita, Alexandria University, Egypt. e-mail: info@aboushelib.org

**Tabla 1** Datos de la muestra y análisis fractográfico

Muestra*	Localización†	Edad (años)/ /sexo	Nº. de aflojamientos de los tornillos	Tiempo de servicio (d)	Localización de la fisura crítica	Tensión durante el fallo
1	14	25/M	2	97	Anillo interno en la zona donde el pilar de zirconio contacta con la tuerca metálica	1.010 MPa
2	14	37/H	1	132	Anillo interno en la zona donde el pilar de zirconio contacta con la tuerca metálica	978 MPa
3	24	45/M	3	28	Anillo interno en la zona donde el pilar de zirconio contacta con la tuerca metálica	1.228 MPa
4	14	34/H	3	98	Pared lateral, Sobre reducción	—
5	12	42/H	2	188	Pared lateral, Sobre reducción	—

H = hombre; M = mujer; — = no calculado.

\*Todos los pilares fueron Procera Nobel Biocare con un hex metálico externo y una plataforma estándar. Todos los implantes fueron Straumann Standard RN 4.8 restaurados con coronas laminadas de zirconio.

† Sistema de numeración dental de la FDI.

Biocare). No obstante, este ensamblaje único exige un manejo cuidadoso para realizar la función esperada y evitar lesionar alguno de sus componentes. El objetivo de este estudio fue examinar cinco pilares implantarios con una fractura clínica utilizando los principios de la fractografía.

### Materiales y métodos

Los autores recuperaron 5 pilares de zirconio con fracturas clínicas (Procera Zirconio, Nobel Biocare) para su análisis fractográfico, y los respectivos odontólogos proporcionaron los registros dentales (tabla 1). Los odontólogos indicaron que en más de una ocasión, la tuerca metálica se había aflojado de la superficie de ajuste del pilar de zirconio y que habían tenido que ensamblar de nuevo los componentes de forma manual. La tuerca metálica se apretó utilizando un sistema de control de torque sugerido por el fabricante (35 Ncm). Todos los pilares se fabricaron utilizando la tecnología CAD/CAM, proporcionando pilares individuales customizados para un cuerpo de implante Straumann. Tras el sinterizado, se insertó una tuerca metálica (ajuste por fricción) utilizando una prensa especial para proporcionar conexión al cuerpo del implante.

Se obtuvieron fotografías digitales de los fragmentos rotos y se limpiaron mediante ultrasonidos, se esterilizaron, secaron y se revistieron con oro mediante pulverización para su examen al microscopio electrónico de barrido (MEB) (XL30, Philips). Los fragmentos se volvieron a ensamblar morfológicamente según la forma del pilar para permitir establecer la orientación adecuada durante el examen.

Los fragmentos, incluidas las coronas con carillas de zirconio, se examinaron en primer lugar bajo luz oblicua para permitir la identificación de la zona crítica de fractura, y posteriormente mediante MEB a diferentes aumentos. La localización y las dimensiones de cada fisura crítica se identificaron utilizando las regiones *mirror*, *misty* *hackle* como zonas características<sup>4</sup>. Las dimensiones de la fisura crítica (Cr) se calcularon utilizando la siguiente ecuación<sup>5</sup>:

$$Cr = 0,75(a \times b)^{1/2}$$

donde «a» es la profundidad de la fisura y «b» es la mitad de la anchura de la fisura. La tensión de fractura (Q) se calculó utilizando la siguiente ecuación<sup>6</sup>:

$$Q = K_{Ic} / 1,24 \times (Cr)^{1/2}$$

donde «K<sub>Ic</sub>» es el factor de intensidad de la tensión crítica del zirconio (establecida en 5,7 MPam<sup>1/2</sup> según una publicación anterior<sup>7</sup>). Se identificaron otros signos de lesiones como marcas de fricción, microfisuras, y pulido y se utilizaron para explicar de forma detallada el mecanismo del fallo de las restauraciones fracturadas.

### Resultados

El examen fractográfico de los fragmentos permitió identificar la fisura crítica en tres pilares (figuras 1 a 3). Todas las fisuras críticas se localizaron en la superficie interna de los pilares de zirconio, en la zona de contacto con la tuerca metálica (figuras 1a y 1b). Las dimensiones de la fisura crítica permitieron estimar de forma precisa la tensión generada durante la fractura (978 y 1.228 MPa), valores muy cercanos a la resistencia interna de los materiales de zirconio utilizados para aplicaciones dentales (figuras 1c, 2b y 3). El examen al MEB reveló la presencia de marcas de fricción y abrasión en la superficie interna de los pilares de zirconio, así como en la cabeza del tornillo de fijación (figura 1e). Las otras dos muestras se fracturaron a causa del exceso de reducción de las paredes laterales (figuras 4a y 4b), que dio lugar a cortes transversales en la zona de la fractura (ca: 324 µm) (tabla 1).

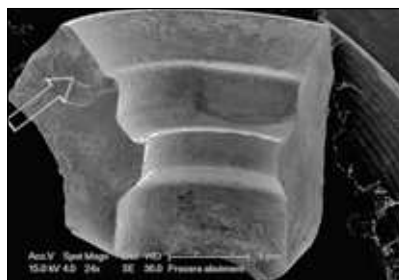
Los historiales médicos de los pacientes indicaron la existencia de movimientos leves de las coronas implanto-soportadas, que requirieron la extracción temporal de las mismas (cementadas de forma temporal en todos los pacientes) y el ajuste del tornillo de fijación. Los odontólogos también describieron dificultades relacionadas con la reinsertación de la tuerca metálica en la superficie de ajuste de los pilares de zirconio.

### Discusión

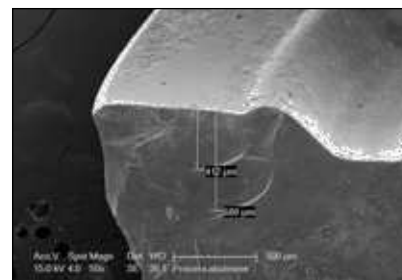
A pesar de que las pruebas de resistencia a la fractura realizadas en el laboratorio indicaron que los materiales a base de zirconio son suficientemente fuertes para resistir fuerzas de carga en la región dental posterior, no explican la influencia significativa del diseño, el patrón de distribución de la tensión, y la degradación de las propiedades del



**Figura 1a** Fotografía digital de la muestra 1 indicando la localización de la fisura crítica en uno de los fragmentos.

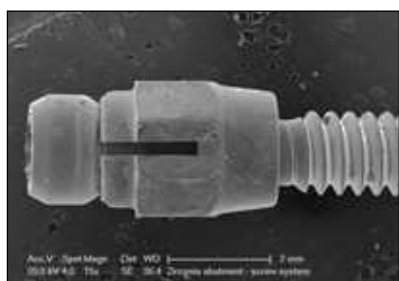


**Figura 1b** Imagen al MEB de la muestra 1 indicando la localización de la fisura crítica, donde el pilar contacta con el tornillo de fijación metálico. Las flechas blancas indican la localización de las líneas de arresto (324x).

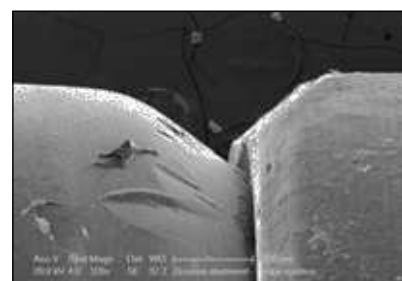


**Figura 1c** Imagen al MEB de la muestra 1 mostrando las dimensiones de la fisura crítica (350x).

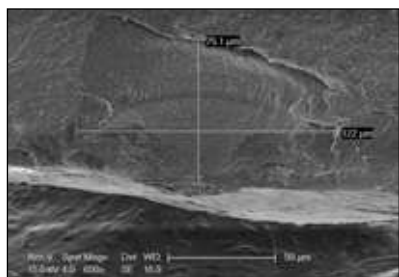
**Figura 1d (izquierda)** Imagen al MEB de la muestra 1 mostrando el tornillo de fijación y el ensamblaje con la tuerca metálica. La ranura vertical en la tuerca está diseñada para permitir el ajuste friccional, y la presión de la cabeza del tornillo puede generar fuerzas de bloqueo (315x).



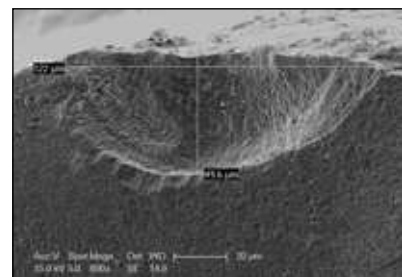
**Figura 1e (derecha)** Imagen al MEB de la muestra 1 mostrando las marcas de fricción en el tornillo de fijación, lo que podría provocar la abertura de una ranura vertical y la generación de tensiones internas en el pilar de zirconio (3120x).



**Figura 2a** Fotografía digital de la muestra 2 enseñando fragmentos de una muestra rota.



**Figura 2b** Imagen al MEB de la muestra 2 indicando las dimensiones de la fisura crítica (3650x).



**Figura 3** Imagen al MEB de la muestra 3 señalando las dimensiones de la fisura crítica (3800x).



**Figura 4a** Fotografía digital de la muestra 2 indicando la fractura de las paredes axiales debido a un exceso de reducción.



**Figura 4b (derecha)** Aspecto intraoral de la muestra 4 indicando el adelgazamiento de la pared axial debido a un exceso de reducción.



material como consecuencia de la fatiga. Este hecho subraya la clara necesidad de estudios clínicos a largo plazo con un grupo mayor de datos que apoyen estos resultados<sup>3</sup>.

Los procedimientos de diseño y aplicación de los pilares metálicos se idealizan para obtener todas las ventajas del comportamiento elástico de estos materiales. Esto permite acomodar cierto grado de deformación elástica durante el ajuste del tornillo, lo que comporta una fijación fiable al cuerpo del implante. Además, estas aleaciones también pueden acomodar la deformación plástica generada a causa de la fricción entre los diferentes componentes.

Desgraciadamente, el zirconio es un material muy sensible y la fractura es el primer signo de sobrecarga por tensión: una característica típica de todas las restauraciones cerámicas. Dada la elevada dureza y fragilidad de su superficie, se generan grandes tensiones en los puntos de contacto entre el pilar de cerámica y otros componentes del implante. Un grado limitado de libertad rotacional junto con una leve inadaptación provocaría la generación de gran tensión en la interfaz pilar-tuerca, lo que produciría un aflojamiento de los componentes ensamblados<sup>8,9</sup>.

El examen fractográfico de los pilares fracturados reveló que la fisura crítica se localizó en la zona donde el pilar de zirconio contactaba con el tornillo de fijación metálico. Ajustar el tornillo de fijación más allá del torque recomendado no solamente provoca la generación de tensiones muy elevadas en esta región, sino que también puede inducir un estrés muy elevado en la cabeza del tornillo, lo que genera fuerzas de bloqueo dentro del pilar. El examen al MEB de la tuerca metálica reveló la presencia de una ranura vertical diseñada para permitir el ajuste friccional entre la tuerca metálica y las paredes internas del pilar (figura 1d). La presión del tornillo de fijación podría generar fuerzas de bloqueo, que a su vez generarían una tensión circunferencial muy elevada en las paredes internas del pilar cerámico. Debe destacarse que los antecedentes de aflojamiento del tornillo en las muestras fracturadas, la influencia de la fatiga y la lesión de la superficie observada en el fallo de superficie del tornillo también hubiesen podido producirse con valores mucho más bajos<sup>8,10</sup>. También puede asumirse que el asentamiento cuidadoso del pilar implantario de zirconio y el uso de instrumentos de control de torque posiblemente pudieron evitar la generación de estas fuerzas destructivas. Por tanto, se recomienda realizar una radiografía antes del ajuste final del tornillo de fijación para asegurar que todo el ensamblaje está orientado de forma adecuada<sup>9</sup>. Adicionalmente, el fallo inesperado de los pilares de zirconio pudo estar relacionado con otras causas como defectos en el proceso de fabricación, fracturas en la estructura verde, tensión antes del sinterizado o errores de manejo.

Dos pilares se fracturaron debido a un exceso de reducción de las paredes axiales. Para que el pilar de zirconio resista las cargas funcionales aplicadas, el grosor mínimo de la pared no debe reducirse más allá de los 0,5 a 0,7 mm. El exceso de reducción puede ser consecuencia de la corrección de la vía de inserción de los pilares de zirconio angulados. En estos casos puede ser más ventajoso utilizar un pilar de titanio.

## Agradecimientos

Los autores desean agradecer la ayuda y el apoyo de Rien van Paridon.

## Bibliografía

1. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *J Dent* 2007;35:819–826.
2. Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dent Mater* 2008;24:633–638.
3. Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractographic approach. *Dent Mater* 2009;25:383–391.
4. Taskanak B, Yan J, Mecholsky JJ Jr, Sertgöz A, Koçak A. Fractographic analyses of zirconia-based fixed partial dentures. *Dent Mater* 2008;24:1077–1082.
5. Mecholsky JJ Jr. Fractography: Determining the sites of fracture initiation. *Dent Mater* 1995;11:113–116.
6. Mecholsky JJ Jr. Fracture mechanics principles. *Dent Mater* 1995;11:111–112.
7. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004;20:449–456.
8. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An in vitro evaluation of titanium, zirconia, and alumina procera abutments with hexagonal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:575–580.
9. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An in vitro evaluation of ZiReal abutments with hexagonal connection: In original state and following abutment preparation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:108–114.
10. Wiskott HW, Jaquet R, Scherrer SS, Belser UC. Resistance of internal-connection implant connectors under rotational fatigue loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:249–257.