

Fiabilidad y daños por fatiga en los pilares de zirconio y titanio

Miltiadis E. Mitsias, DDS, MSc¹/ Nelson R. F. A. Silva, DDS, MCs, PhD²/ Mitchel Pines, DDS³/ Christian Stappert, DDS, MCs, PhD⁴/ Van P. Thompson, DDS, PhD⁵

Se han examinado la resistencia a la fractura y la fiabilidad frente a fatiga acelerada de los sistemas de pilares de metal y de zirconio. Se restauraron implantes con pilares de titanio (Ti, n = 9) o de zirconio (Zr, n = 18) con coronas metálicas. Las cargas se aplicaron como carga monotónica hasta la ruptura, o como ciclos de movimiento bucal utilizando un método de pruebas de *step-stress accelerated life* (vida acelerada con esfuerzos escalonados). En el momento del fallo, las cargas monotónicas ascendían a $1,475 \pm 625$ N con Ti y a 690 ± 430 N con Zr. En el grupo de Ti, se interrumpieron las pruebas de esfuerzo escalonado con 70.000 ciclos y una carga de 900-N sin que se hubieran dado fracturas. En el grupo con Zr, sometido a una carga máxima de 400 N, sobrevivieron ocho piezas y fallaron siete. La resistencia y la fiabilidad de los pilares de Ti fueron significativamente superiores a las registradas en los de Zr. *Prótesis Estomatológica* 2010;3:233-236.

The fracture strength and accelerated fatigue reliability of metal and zirconia abutment systems were tested. Implants with either titanium (Ti, n = 9) or zirconia abutments (Zr, n = 18) were restored with metal crowns. Loads were applied as either a monotonic load to failure or mouth-motion cycles using a step-stress accelerated life testing method. At failure, monotonic loads were $1,475 \pm 625$ N for Ti and 690 ± 430 N for Zr. In step-stress testing, the Ti group was truncated at 70,000 cycles and a 900-N load with no fractures. In the Zr group, eight specimens survived and seven failed, with a maximum load of 400 N. Strength and reliability were significantly higher for the Ti abutments compared to the Zr.

La restauración de implantes en la región anterior, en donde las exigencias estéticas son altas, puede suponer un verdadero reto para el especialista^{1,2}. Con el desarrollo de los pilares cerámicos, se han podido obtener resultados clínicos estéticamente óptimos. Sin embargo, en comparación con los pilares metálicos, su principal problema reside en la fuerza y la resistencia a la fatiga³. Este estudio tiene por objetivo comparar la resistencia a la fractura y la fiabilidad frente a la fatiga acelerada de un sistema de pilares de metal y uno de zirconio (circonio).

Materiales y métodos

El fabricante cedió nueve pilares (Profile Biabutment 4.5/5.0 Astra Tech) e implantes de titanio (Ti) con un diámetro de 4,5 mm y una longitud de 15 mm, así como 18 pilares (Ceramic Abutment 4.5/5.0 Astra Tech) e implantes de policristal tetragonal de zirconio (Zr) estabilizado con itrio, de idénticas dimensiones. Los dos sistemas se prepararon y se montaron en un tubo acrílico cilíndrico con un diámetro exterior de 1 pulgada, utilizando una resina acrílica ortodóncica. Se

fabricaron coronas metálicas de incisivo central (Rexillium III, Pinnacle One Laboratory Services) de dimensiones externas estándar (altura de 11 mm y anchura de 8,5 mm), y se sellaron a los pilares con un cemento temporal.

Se efectuó un estudio piloto para determinar los valores (N) de monocarga de ruptura de la muestra. Se aplicó una punta de carga de acero inoxidable con un radio de 2 mm en la cara lingual de la corona, 2 mm gingival al borde incisal lingual, utilizando una máquina de pruebas universal (Instron) con una tasa de tensión constante (0,5 mm/min). Los sistemas de corona-pilar-implante (n = 3) se sometieron a una carga axial con un ángulo de 30 grados hasta la ruptura⁴. En la prueba de fatiga bajo esfuerzo escalonado (*step-stress*), se utilizó la misma configuración geométrica y una carga inicial de alrededor de un 25 % de los valores máximos obtenidos en los resultados de la carga en el momento de la ruptura.

Para las pruebas de *step-stress accelerated life*, se utilizó una máquina electrodinámica de pruebas de fatiga (EnduraTec ELF-3300, EnduraTec Systems) (figura 1) para obtener una carga cíclica de movimiento bucal (contacto,

¹Research Associate, Department of Biomaterials and Biomimetics, New York University College of Dentistry (NYUCD), New York, New York, USA; Instructor, Department of Prosthodontics, Dental School, National and Kapodistrian University of Athens, Athens, Greece.

²Assistant Professor, Department of Prosthodontics, NYUCD, New York, New York, USA.

³Clinical Professor, Department of Biomaterials and Biomimetics, NYUCD, New York, New York, USA.

⁴Assistant Professor, Department of Periodontology and Implant Dentistry and Department of Biomaterials and Biomimetics, NYUCD,

New York, New York, USA; Associate Professor, Department of Prosthodontics, Albert-Ludwigs-University, Faculty of Dentistry, Freiburg, Germany.

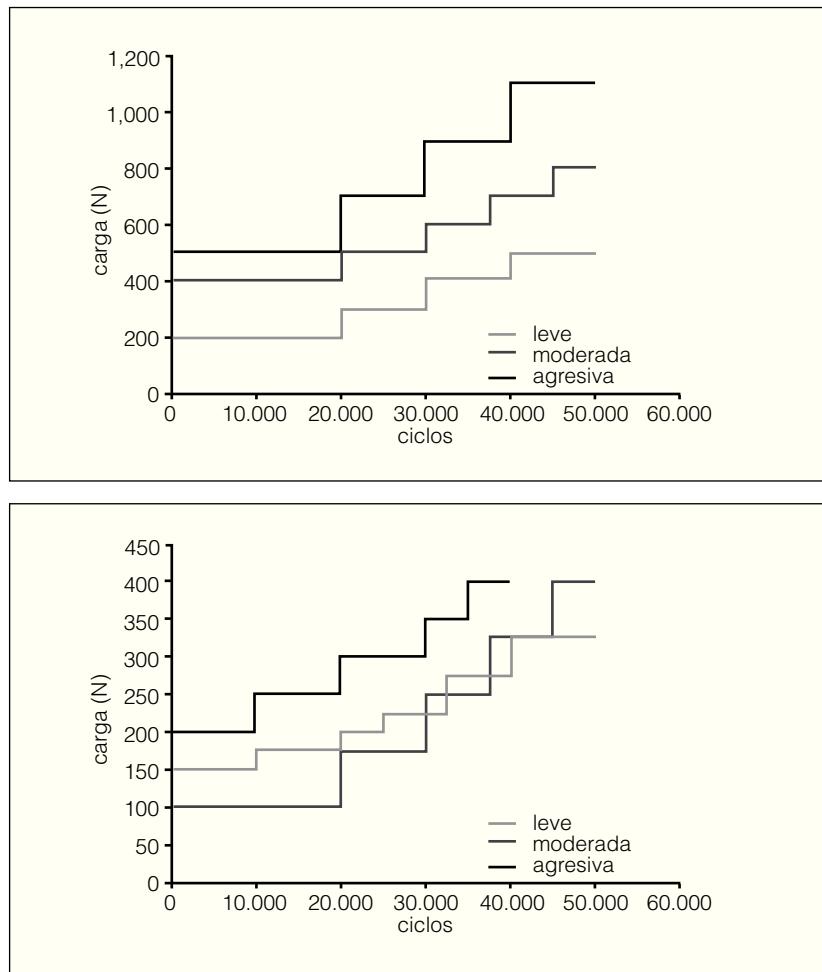
⁵Professor and Chairman, Department of Biomaterials and Biomimetics, NYUCD, New York, New York, USA.

Correspondencia: Dr M.E. Mitsias, 29 Marasli Street, Kolonaki, Athens, Greece 10676. Fax: 30-210-7219-010. e-mail: mmitsias@msn.com



Figura 1 Colocación y orientación de la pieza en un ángulo de 30 grados con el eje de carga durante la prueba de fatiga acelerada.

Figura 2 (derecha) Perfiles de esfuerzo escalonado desarrollado a partir de una carga única media hasta la ruptura en el grupo con Ti (**imagen superior**) y con Zr (**imagen inferior**).



deslizamiento, separación) en un ambiente húmedo. Se diseñaron tres diferentes perfiles de esfuerzo escalonado para los grupos con Ti ($n = 9$) y Cr ($n = 18$) (figura 2)⁵. Los perfiles se caracterizaron como leves, moderados y agresivos en función del incremento en la aplicación de la carga tras un número específico de ciclos. Los perfiles de Cr se diseñaron para finalizar a un máximo de 400 N (figura 2). Las piezas con ruptura se inspeccionaron y se representaron y seccionaron selectivamente (figuras 3 y 4). El análisis de daños acumulativos de Weibull (ALTA PRO, Reliasoft) se aplicó para calcular la fiabilidad bajo esfuerzo escalonado bajo cargas de 200 y 300 N con un intervalo de confianza bilateral del 90 %.

Resultados

Las cargas monotónicas de ruptura fueron de 1.475 ± 625 N con Ti y de 690 ± 430 N con Zr. Las pruebas de esfuerzo escalonado de Ti se interrumpieron a 70.000 ciclos y con una carga de 900 N sin que se produjeran fracturas completas, aunque se observaron deformaciones en algunas piezas, lo cual se consideró como fallo (figuras 3a a 3d). En las pruebas de esfuerzo escalonado del Zr, ocho piezas sobrevivieron y siete fallaron por ruptura del pilar (figuras 3e y 3f).

El origen de la fractura y la propagación de la grieta se investigaron utilizando un microscopio electrónico de barrido (figura 4). La fiabilidad calculada en el grupo de Zr a 50.000 ciclos con una carga de 175 N fue de 0,83 (intervalo de confianza bilateral del 90 %: 0,96 - 0,42) y con una carga de 300 N, de 0,18 (intervalo de confianza bilateral del 90 %: 0,53 - 0,10). Por su parte, en el grupo de Ti, la fiabilidad con cargas de 400 N e inferiores fue de 1,00 (intervalo de confianza bilateral del 90 %: 1,00 - 0,93), indicando una diferencia significativa (Tabla 1).

Discusión

La metodología empleada estaba diseñada para simular la masticación mediante cargas cíclicas con separaciones del estilete de la corona. La decisión de utilizar 50.000 a 70.000 ciclos se basó en estudios previos de fatiga hertziana por contacto, en los que se manifestaron daños en el rango entre 10^4 y 10^6 ciclos⁶. Efectuar las pruebas hasta 1.000.000 ciclos habría prolongado enormemente el tiempo de pruebas.

La ruptura por fatiga de los pilares de Zr se produjo en el rango de 200 a 400 N. Ninguna de las piezas examinadas con el perfil agresivo superó las pruebas ($n = 4$), mientras que

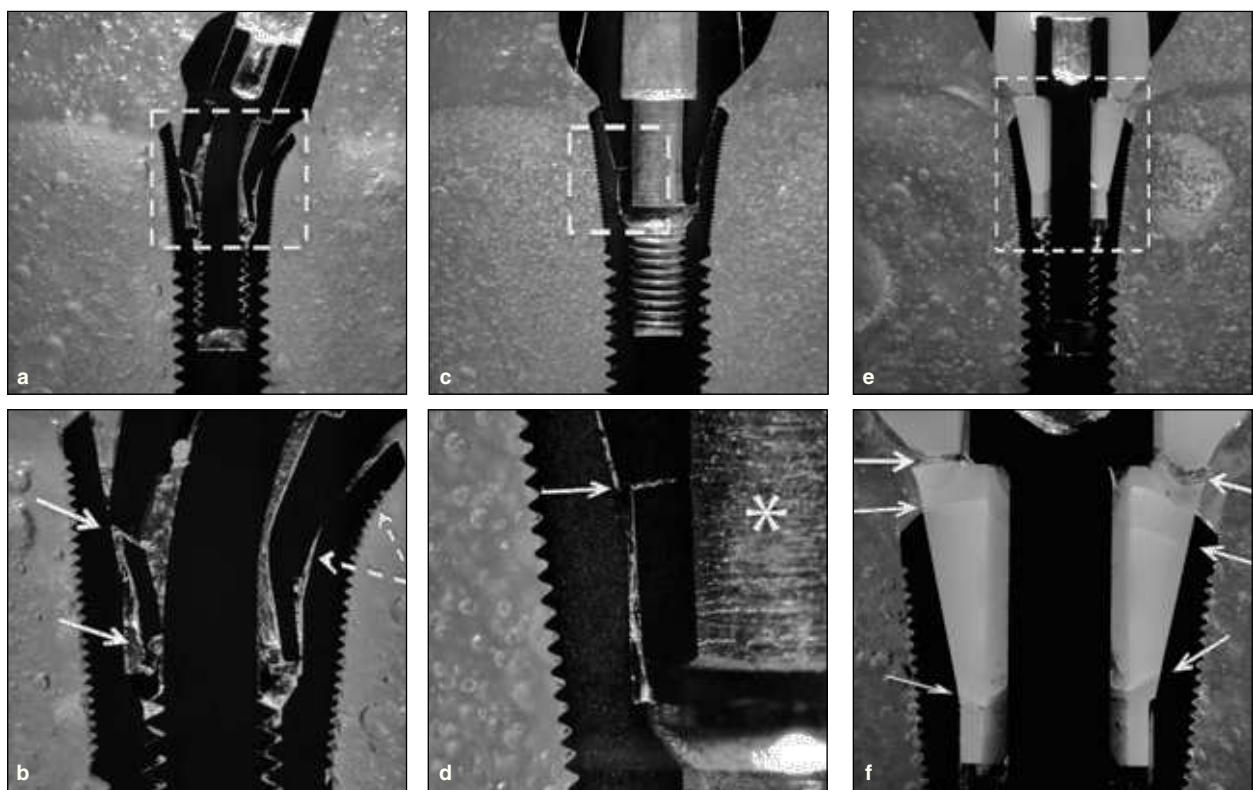


Figura 3 Secciones de las imágenes de las piezas fracturadas. **(a)** Sección medial-distal de un pilar e implante de Ti tras ruptura grave. **(b)** Aumento de la figura 3 a que muestra las zonas de fractura (*flechas de línea continua*). También se aprecian las zonas de doblamiento del implante y el pilar (*flechas discontinuas*). **(c y d)** Fractura de un pilar de Ti en la parte del cono morse (*flecha continua*). Apréciese la colocación del tornillo interno (*asterisco*). **(e y f)** Fracturas múltiples de un pilar de Zr (*flechas continuas*).

Tabla 1 Fiabilidad de los pilares de Ti y Zr a 50.000 ciclos y bajo una determinada carga

Material	Carga (N)	Fiabilidad	Intervalo de confianza bilateral del 90 %
Zr	175	0,83	0,96-0,42
	200	0,73	0,91-0,32
	300	0,18	0,53-0,10
	400	0,00	0,22-0,00
	400	1,00	1,00-0,93
Ti	500	0,99	1,00-0,60

sobrevivieron todas las piezas examinadas con el perfil moderado ($n = 5$). En el perfil leve, se fracturaron cuatro piezas y sobrevivieron dos ($n = 6$). En cuanto al aspecto acumulativo, la distribución y el análisis sugieren que, con los ciclos de 70.000 y las cargas aplicadas, la fatiga causa una reducción de la resistencia. Al someter al grupo de Zr a 50.000 ciclos, la fiabilidad se redujo conforme aumentaba la carga, mientras que, en el grupo de Ti, no se produjeron fallos en el rango de 200 a 400 N (fiabilidad = 1,00). Los pilares de Zr acumularon daños desde cargas ocasionales en el rango de 175 N o superiores, mientras que esto no se produjo en los pilares de Ti hasta cargas superiores a 400 N, lo que indica la resistencia comparativa superior del sistema metálico.

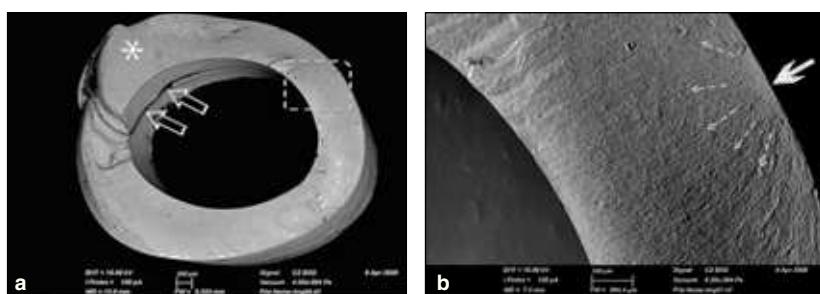


Figura 4 Microscopía electrónica de barrido que representa un pilar de Zr fracturado tras 50.000 ciclos y una carga de 400 N. **(a)** Se observa encrespación compresiva en la zona de compresión (*asterisco*). Apréciese que se han unido dos líneas de fractura a una más larga en el área de compresión (*flecha abierta*). **(b)**Imagen en aumento. Se aprecia el origen de la fractura (*flecha continua*) determinado por la dirección de las líneas de rotura (*flechas discontinuas*).

Conclusiones

Los pilares de Ti no mostraron fallos por debajo de 900 N. En el examen de fatiga, la zona de fallos de los pilares de Zr se sitúa en el rango de 250 a 400 N y depende de la agresividad de la prueba de esfuerzo escalonado.

La fiabilidad de los pilares de Zr con 50.000 ciclos se redujo considerablemente de 0,93 o del 93 % bajo 175 N a 0,18 o un 18 % bajo 300 N.

Agradecimientos

Los autores quieren expresar su agradecimiento al profesor Timothy, Bromage, del Department of Biomaterials and Biomimetics, New York University College of Dentistry (NYUCD), por su apoyo en la obtención de las imágenes por microscopio electrónico de barrido y microscopio óptico. La microscopía se efectuó por cortesía del Materials Research Center, Department of Biomaterials and Biomimetics, NYUCD, y con fondos aportados por la Foundation for Human Health and Evolution. Marotta Dental Studio preparó las coronas incisivas metálicas. Finalmente, también quieren agradecer a Elizabeth Clark, del Department of Biomaterials and Biomimetics, NYUCD, su apoyo en los trabajos editoriales.

Bibliografía

1. Zarb GA, Lewis DW. Dental implants and decision making. *J Dent Educ* 1992;56:863–872.
2. Yildirim M, Edelhoff D, Hanisch O, Spiekermann H. Ceramic abutments—A new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2002;20:81–91.
3. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2004;17:285–290.
4. Dentistry—Ceramic materials. ISO 6872. The International Organization for Standardization, 2008.
5. Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson VP. Fracture of porcelain veneered structures in fatigue. *J Dent Res* 2007;82:142–146.
6. Jung YG, Peterson IM, Kim DK, Lawn BR. Lifetime-limiting strength degradation from contact fatigue in dental ceramics. *J Dent Res* 2000;79:722–731.