



Ing. Iñigo Morales-Martin

Investigador
CIBER de Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN)
Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV)

Dr. Ing. Javier Ferrís-Oñate

Director de Innovación de Mercado. Sector Dental.
Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV)
CIBER de Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN)

Dr. Ing. Carlos M. Atienza-Vicente

Director de Innovación de Mercado. Tecnología Sanitaria.
Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV)
CIBER de Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN)

Estudio mecánico de pilares dentales con base mecanizada en Tilite con titanio

RESUMEN

El objetivo de este trabajo es presentar los resultados obtenidos en los ensayos mecánicos llevados a cabo sobre distintos modelos de pilares dentales de conexión externa, conexión interna, conexión cónica y pilar dinámico con base mecanizada en Tilite con titanio. Los ensayos mecánicos se realizaron siguiendo las indicaciones de la norma internacional ISO 14801:2007, incluyendo tanto ensayos de resistencia estática como ensayos de fatiga. Sobre la base de los resultados obtenidos en el presente estudio se concluye que todos los pilares dentales analizados pueden considerarse apropiados, desde un punto de vista mecánico, para su uso como parte de prótesis permanentes en adultos.

Palabras clave: ISO 14801, pilar, implante, dental, aleación metal-cerámica, carga de flexo-compresión, tensión mecánica, fractura transeptal, resistencia a fatiga.

INTRODUCCIÓN

A pesar de que una parte importante de la función de una restauración metal-cerámica es soportada por el componente cerámico, el éxito de la prótesis en su conjunto depende en gran medida de las propiedades físicas de su estructura metálica (1). Es por este motivo que las aleaciones empleadas para las restauraciones metal-cerámicas deben cumplir unos requisitos mínimos de resistencia mecánica, estabilidad, coabilidad, resistencia a la corrosión, biocompatibilidad y temperatura de fusión, entre otros (2).

En un principio se empleaban en Odontología únicamente

dos tipos de aleaciones metálicas (3): las aleaciones de metales nobles (básicamente aleaciones basadas en oro y llamadas comúnmente «aleaciones preciosas») que se desarrollaron con éxito a mediados de los años 50, y las aleaciones de base metálica (como las aleaciones basadas en níquel o cobalto, que suelen denominarse «aleaciones no preciosas») las cuales se desarrollaron a finales de los 60. Las aleaciones de metales nobles proporcionan una excelente resistencia a la corrosión, presentando por el contrario un elevado coste, baja dureza y pobre resistencia al abombado (4). Las aleaciones de base metálica, por su parte, proporcionan unas excelentes propiedades físicas, mejores propiedades de colado y un coste menor (5,6), sin embargo este tipo de materiales presentan algunos problemas biológicos y de corrosión (7,8). En este contexto, durante los años 80, la empresa estadounidense Talladium Inc. desarrolló una nueva aleación metal-cerámica denominada «Tilite». Las aleaciones Tilite son aleaciones médicamente puras de base níquel que incorporan titanio en su composición. Se encuentran disponibles en cuatro composiciones de diferentes propiedades (**tabla 1**).

Desde la aparición de las aleaciones Tilite han sido varios los centros de investigación y universidades que han estudiado sus propiedades físicas, demostrando ciertas ventajas en comparación con otras aleaciones de base metálica en términos de resistencia a compresión de coronas cerámico-metálicas (9), resistencia de la unión en complejos cerámico-metálicos (10), adaptación marginal de superestructuras implanto-soportadas de una pieza (11), resistencia a cortadura de sistemas cerámico-metálicos (12), características super-

Tabla 1. Composición química y propiedades de las aleaciones de Tilitte.

	Star (S)	Premium (P)	Vita (V)	Omega ()
% Ni	76	76	72	62
% Cr	12,5	13,51	14,5	17,5
% Mo	5	6	9	13,5
% Ti	6	4	4	4
Color	Plata	Plata	Plata	Plata
Coefficiente de expansión térmica @ 500°C	14,5	14,0	13,6	13,2
Coefficiente de expansión térmica @ 600°C	14,6	14,1	13,7	13,4
Rango de fusión (°C)	1.204-1.302	1.204-1.302	1.204-1.302	1.204-1.302
Temperatura de colada (°C)	1.329	1.329	1.329	1.329
Dureza Brinell	205	215	225	240
Elongación (%)	12	11	10	8
Límite de fluencia (psi)	115.000	96.000	98.000	100.000
Tensión de rotura (psi)	155.000	154.000	148.000	135.000
Densidad (g/cm ³)	7,7	7,7	7,7	7,7

ficiales (13) y ajuste marginal de restauraciones metal-cerámicas (14). Debido a estas ventajas, las aleaciones Tilitte se usan actualmente en Odontología para coronas, puentes y, recientemente, para la fabricación de pilares mecanizados, que comercializa la empresa española Talladium España, S.L.

El objetivo de este trabajo es presentar los resultados obtenidos en los ensayos mecánicos llevados a cabo sobre distintos modelos de pilar dental con base mecanizada en Tilitte a fin de evaluar, desde un punto de vista mecánico, la idoneidad de estos pilares para su uso en Odontología. A tal efecto se llevaron a cabo ensayos estáticos y de fatiga de cuatro modelos de pilar dental (conexión externa, conexión interna, conexión cónica y pilar dinámico) de acuerdo a la norma internacional ISO 14801:2007. Para cada uno de los pilares analizados se evaluaron las cargas de fracaso y el modo de fallo. Además, los resultados obtenidos se compararon con las cargas fisiológicas esperadas durante el ciclo de vida del producto y con datos científicos publicados de otros modelos de pilares dentales comerciales.

MATERIAL Y MÉTODOS

Descripción de las muestras

Durante el estudio se evaluó la resistencia mecánica de cuatro modelos distintos de pilar dental (**figura 1**): **(a)** conexión externa hexagonal (UCS33), **(b)** conexión interna hexagonal (PZIM35), **(c)** conexión cónica (CO41) y **(d)** pilar dinámico (PDINT). Los primeros tres modelos se componen de una base mecanizada en aleación Tilitte y una chimenea polimérica para colada a alta presión, siendo su diseño equivalente a los pilares comerciales mecanizados en oro. El pilar dinámico se compone de una base mecanizada en aleación Tilitte y una chimenea polimérica móvil que permite variar la posición de entrada del tornillo de conexión. Cada modelo de pilar dental se ensayó en su versión de plataforma más pequeña, puesto que ésta representa el caso más desfavorable desde un punto de vista mecánico. En la **tabla 2** se describen los cuatro sistemas ensayados.

Configuración del ensayo

La configuración del ensayo (**figuras 2a y 2b**) se basó en las indicaciones de la norma internacional ISO 14801:2007, tanto para los pilares rectos como para los angulados. Las muestras se fijaron en un prisma de acero cuya cara superior presentaba una angulación de 30°. En el centro de dicha cara se mecanizó un agujero para fijar los implantes dentales, de modo que el eje longitudinal de los implantes dentales formaba un ángulo de 30° con la dirección de la carga aplicada por la máquina de ensayos. El implante se fijó en el agujero mediante resina de PMMA a una distancia de 3 mm apicalmente desde el nivel nominal óseo para simular un caso de resorción ósea.

Tras la polimerización de la resina, se ensamblaron el resto de los componentes sobre el implante dental empleando una unidad quirúrgica y siguiendo las recomendaciones de cada fabricante relativas al par y la secuencia de apriete (ver **tabla 2**). El fabricante de los pilares dentales se encargó de proporcionarlos de forma que incorporaran una semiesfera en su extremo para garantizar una correcta transmisión de cargas desde la máquina de ensayos al sistema. Todos los ensayos se llevaron a cabo en aire empleando máquinas de ensayo universales.

Resistencia estática a flexo-compresión

Se evaluó la resistencia ante cargas estáticas de cinco muestras de cada uno de los modelos de pilar dental de acuerdo a la configuración de ensayo descrita en la norma ISO 14801:2007 (**figuras 2a y 2b**).

Las muestras se posicionaron entre el actuador de la máquina de ensayos y la base, aplicando cargas de flexo-compresión sobre éstas. El ensayo finalizó tras el fracaso del sistema, el cual se definió como la fluencia del material, la deformación permanente, el aflojamiento del sistema y/o la rotura de cualquiera de los componentes. Tras la finalización del ensayo se determinaron la carga en el límite elástico y la carga en el punto de rotura.



Figura 1. Pilares dentales ensayados: (a) UCS33, (b) PZIM35, (c) CO41 y (d) PDINT.

Tabla 2. Sistemas ensayados.

CONEXION EXTERNA HEXAGONAL					
Componente	Fabricante	Referencia	Descripción	Material	Dimensiones
Pilar	Talladium España	UCS33	Pilar rotatorio directo	Aleación Tilitite	D = 3,3 mm
Tornillo	Talladium España	TUC	Tornillo clínico definitivo	Aleación de titanio Grado 5	Plat. = 4,1 mm Par = 30 N·cm
Implante	Biomet 3i	OSM313	Osseotite MicroMiniplant	Titanio comercialmente puro	D = 3,25 mm L = 13 mm
CONEXIÓN INTERNA HEXAGONAL					
Componente	Fabricante	Referencia	Descripción	Material	Dimensiones
Pilar	Talladium España	PZIM35	Pilar de conexión interna hexagonal	Aleación Tilitite	D = 3,5 mm
Tornillo	Talladium España	TZIM	Tornillo clínico definitivo	Aleación de titanio Grado 5	Par = 20 N·cm
Implante	Zimmer Dental	TSVB13	Tapered Screw-Vent con superficie MTX	Aleación de titanio	D = 3,7 mm L = 13 mm
CONEXIÓN CÓNICA					
Componente	Fabricante	Referencia	Descripción	Material	Dimensiones
Pilar	Talladium España	CO41	Pilar cónico	Aleación Tilitite	D = 4,8 mm
Tornillo	Talladium España	TCO	Tornillo clínico definitivo	Aleación de titanio Grado 5	Par = 15 N·cm
Transepitelial	Nobel Biocare	29199	Pilar sistema Multi-unit Nobel Replace RP	Titanio	H = 1 mm Par = 30 N·cm
Implante	Nobel Biocare	29414	Replace Select Tapered TiUnite RP	Titanio	D = 4,3 mm L = 13 mm
PILAR DINÁMICO					
Componente	Fabricante	Referencia	Descripción	Material	Dimensiones
Pilar	Talladium España	PDINT	Pilar dinámico de conexión interna	Aleación Tilitite	D = 4,8 mm $\alpha = 20^\circ$
Tornillo	Talladium España	TPDSYN	Tornillo pilar dinámico clínico definitivo	Aleación de titanio Grado 5	Par = 30 N·cm
Transepitelial	Talladium España	EBRPL43	Convertidor pilar dinámico	Titanio	H = 0,8 mm Par = 35 N·cm
Implante	Nobel Biocare	29414	Replace Select Tapered TiUnite RP	Titanio	D = 4,3 mm L = 13 mm



Figura 2a. Configuración del ensayo: pilares rectos.



Figura 2b. Configuración del ensayo: pilares angulados.

Resistencia de fatiga a flexo-compresión

La resistencia a fatiga de cada modelo de pilar dental se evaluó mediante la generación de un diagrama de carga cíclica (curva S-N). Para ello, las muestras se posicionaron entre el actuador de la máquina de ensayos y la base, aplicando cargas cíclicas de flexo-compresión de acuerdo a la configuración especificada en la norma ISO 14801:2007 (figuras 2a y 2b). El final del ensayo se fijó como el fracaso del sistema o alcanzar 5 millones de ciclos sin presentar fracaso, registrando el número de ciclos soportados al final de cada ensayo. Cada modelo de pilar dental se evaluó en cuatro niveles de carga, realizando dos repeticiones del ensayo en cada uno de dichos niveles, exceptuando en el límite de fatiga donde se realizaron tres repeticiones. El límite de fatiga se definió como la carga máxima para la cual el sistema no presentó fracaso tras superar 5 millones de ciclos de carga.

RESULTADOS

Resultados de resistencia estática a flexo-compresión

La figura 3 muestra la media y la desviación estándar de la carga en el límite elástico y la carga de rotura obtenidas para las cinco muestras ensayadas de cada uno de los modelos de pilar dental. El valor medio de la carga en el límite elástico para el pilar de conexión externa hexagonal (UCS33) fue de 465 N; para el pilar de conexión interna hexagonal (PZIM35), de 579 N; para el pilar de conexión cónica (CO41), de 764 N; y para el pilar dinámico (PDINT), de 1.833 N.

En relación al modo en que las muestras fracasaron en el ensayo estático, cabe destacar que todos los sistemas de conexión externa hexagonal (UCS33) fracasaron debido a la deformación en la región de unión entre el pilar y el implante (figura 4a). Los sistemas de conexión interna hexagonal (PZIM35) presentaron el mismo tipo de fracaso, mostrando deformación en la unión pilar-implante (figura 4b). Tres de los pilares de conexión cónica (CO41) fracasaron debido a la deformación en la unión transepitelial-implante (figura 4c) y los otros dos

pilares lo hicieron por la rotura del tornillo de conexión. Todos los pilares de conexión dinámica (PDINT) fracasaron debido a la rotura del tornillo de la transepitelial (figura 4d).

Resultados de resistencia de fatiga a flexo-compresión

Las figuras 5a-5d muestran los diagramas de carga cíclica para cada uno de los modelos de pilar dental ensayados. Cada punto en el diagrama representa el resultado obtenido para una muestra. En aquellos casos en los que se obtuvo el mismo resultado para dos muestras se indica como «2x», y para tres muestras, como «3x». Todos los modelos mostraron una relación inversa entre la carga aplicada y la vida a fatiga.

El límite de fatiga para el pilar de conexión externa hexagonal (UCS33) fue de 325 N; para el pilar de conexión interna hexagonal (PZIM35), de 463 N; para el pilar de conexión cónica (CO41), de 377 N; y para el pilar dinámico (PDINT), de 436 N.

En relación al modo en que las muestras fracasaron, dos de los pilares de conexión externa hexagonal (UCS33) fracasaron

Figura 3. Resistencia estática de cada modelo de pilar dental.

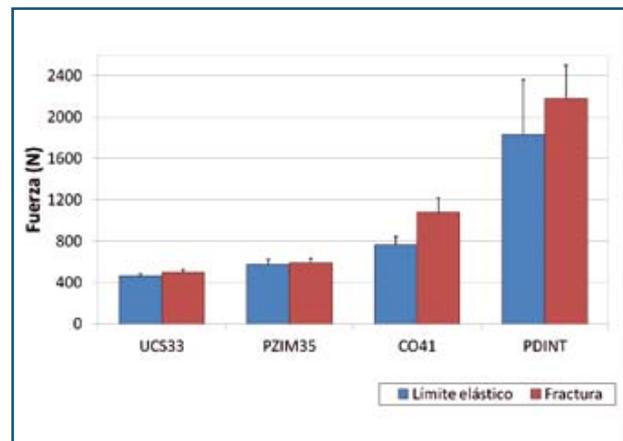
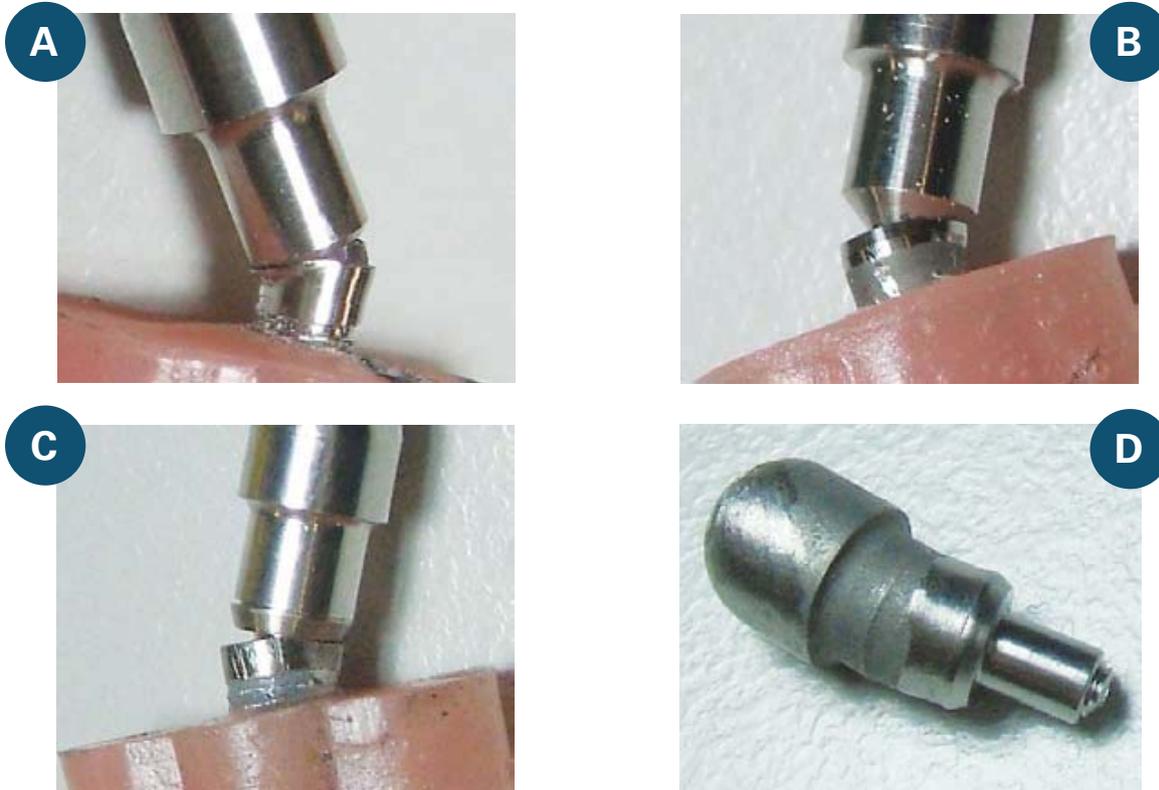


Figura 4. Modo de fracaso ante cargas estáticas: (a) UCS33, (b) PZIM35, (c) CO41 y (d) PDINT.



debido a la rotura del implante en el nivel del empotramiento (**figura 6a**). Tres de los pilares de conexión interna hexagonal (PZIM35) presentaron agrietamiento del implante (**figura 6b**) y uno de los sistemas fracasó debido a la rotura del implante en el empotramiento. Seis pilares de conexión cónica (CO41) fracasaron debido a la deformación en la unión entre la transepitelial y el implante y al agrietamiento del implante (**figura 6c**). Seis de los pilares dinámicos (PDINT) fracasaron debido a la rotura del tornillo de la transepitelial (**figura 6d**), observándose agrietamiento del implante en cinco casos.

DISCUSIÓN

Se han revisado estudios científicos relativos a las fuerzas máximas de masticación con dientes naturales sobre distintos materiales. En dichos estudios se registraron valores de fuerza máxima entre 50 N y 370 N para los dientes incisivos (16-18), entre 50 N y 200 N para los dientes caninos (17,19), entre 100 N y 260 N para los dientes premolares (17,19) y entre 60 N y 645 N para los dientes molares (18-21).

Cabe destacar que los modelos ensayados de pilar dental UCS33 y PZIM35, debido a su diámetro, se emplean únicamente en la región anterior. Los valores medios obtenidos

en el límite elástico para estos pilares en los ensayos estáticos fueron de 465 N y 579 N respectivamente, cargas que exceden ampliamente los valores máximos de fuerza de masticación registrados para dientes incisivos, caninos y premolares. Los pilares dentales CO41 y PDINT, por su parte, se emplean tanto en la región anterior como en la posterior. La carga en el límite elástico obtenida para estos pilares en los ensayos estáticos fue de 764 N y 1.833 N, respectivamente. Estos valores exceden ampliamente las fuerzas máximas de masticación con dientes naturales, incluso con dientes molares. En consecuencia, todos los modelos de pilar dental presentaron un comportamiento mecánico satisfactorio en los ensayos de resistencia estática, soportando en todos los casos valores de carga estática superiores a los valores máximos esperados en boca.

Se han encontrado varios estudios científicos relativos a las fuerzas de masticación con dientes naturales. En dichos estudios se observaron valores pico entre 5 N y 54 N para los dientes incisivos y caninos (22-28) y entre 50 N y 284 N para los dientes premolares y molares (24,25,27,29).

Los límites de fatiga obtenidos para los pilares dentales UCS33, PZIM35, CO41 y PDINT en los ensayos de resistencia

Figura 5. Diagramas de carga cíclica para cada modelo de pilar dental: (a) UCS33, (b) PZIM35, (c) CO41 y (d) PDINT.

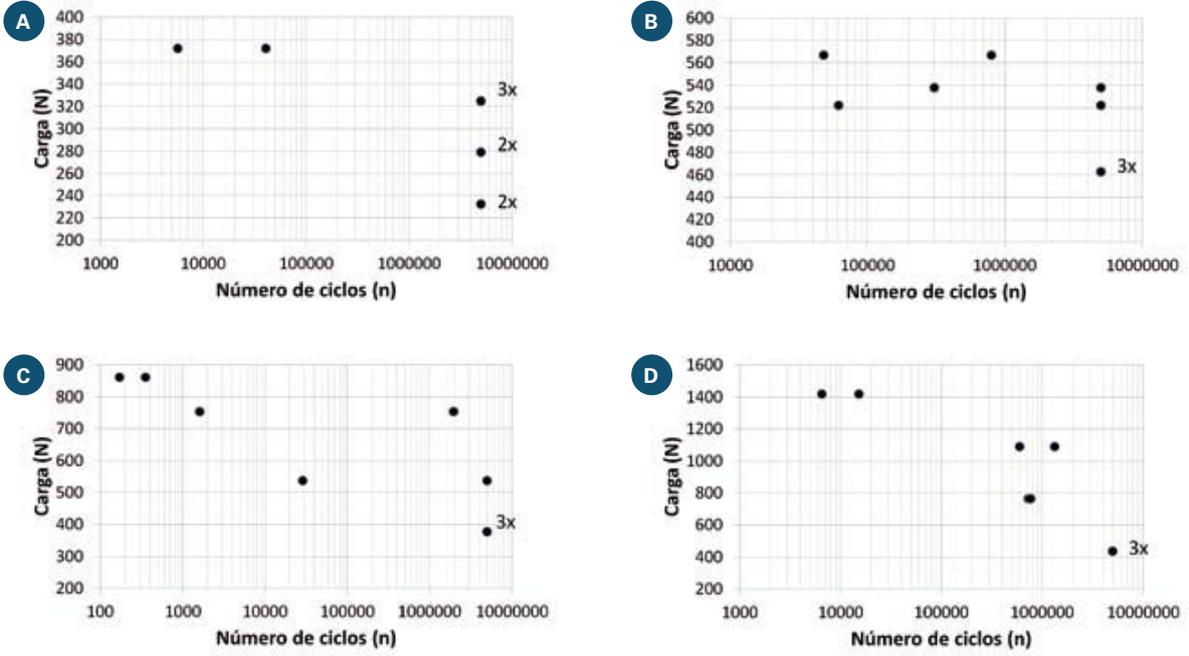


Figura 6. Modo de fracaso ante cargas de fatiga: (a) UCS33, (b) PZIM35, (c) CO41 y (d) PDINT.



a fatiga fueron de 325 N, 463 N, 377 N y 436 N, respectivamente. Estos valores exceden ampliamente los valores pico de masticación con dientes naturales. En consecuencia, todos los modelos de pilar dental presentaron unos resultados mecánicos satisfactorios de resistencia a fatiga, ya que todos soportaron valores de carga cíclica superiores a las cargas esperadas de masticación.

El modo predominante de fracaso, tanto en los ensayos estáticos como de fatiga, fue la deformación en la región de unión entre el pilar o la transepitelial y el implante. Este hecho se debe a que los mayores niveles de tensión se dan en dicha región al estar sometida a elevadas cargas de flexo-compresión y presentar una sección de área reducida. Aunque se rompieron algunos componentes como tornillos, transepiteliales e implantes, no se observó en ningún caso la rotura del pilar dental. Estos resultados garantizan la integridad de los diseños de pilar dental ensayados para su uso en la cavidad oral.

Algunos trabajos publicados han seguido el procedimiento de ensayo descrito en la norma ISO 14801:2007, de forma que es posible comparar sus resultados con los valores obtenidos para los pilares en Tilite analizados en el presente estudio. Balfour y O'Brien (30) evaluaron pilares fabricados en Ti-6Al-4V sobre tres implantes dentales de distinto diseño obteniendo cargas de fracaso estáticas comprendidas entre 587 N y 814 N y límites de fatiga entre 242 N y 400 N. Park et al. (31) ensayaron cinco tipos de sistemas implante-pilar de la empresa coreana Osstem Co., Ltd., obteniendo valores de resistencia estática entre 893,8 N y 1.772,2 N y límites de fatiga comprendidos entre 300 N y 800 N. Lee et al. (2009), por su parte, ensayaron pilares sólidos sobre implantes estándar plus de Straumann AG, observando la rotura de los implantes cuando se aplicaba una carga cíclica sinusoidal con un valor pico de 420 N. Sevilla et al. (32) compararon pilares especiales sobre implantes fabricados en titanio comercial puro grado 3 de la empresa española Klockner Implant Systems frente a implantes de una pieza de zirconia estabilizada con itrio de grado biomédico de la empresa alemana Z-Systems, obteniendo cargas de fracaso estático de 812,2 N y 736,3N respectivamente, y límites de fatiga sobre 300 N en ambos casos.

Teniendo en cuenta todos estos datos publicados, puede

considerarse que los pilares mecanizados en Tilite ofrecen unos resultados mecánicos razonables y aceptables comparados con otros pilares dentales comerciales. Cabe asimismo destacar que son necesarios más ensayos mecánicos para demostrar y cuantificar diferencias estadísticamente significativas entre los pilares fabricados en Tilite y pilares fabricados en otros materiales.

CONCLUSIONES

El presente estudio describe los resultados de la evaluación mecánica ante cargas estáticas y de fatiga de cuatro modelos de pilar dental mecanizados en Tilite de acuerdo a la norma ISO 14801:2007. Estos pilares representan una alternativa a los actuales componentes colables y a los pilares mecanizados en oro, proporcionando un mejor control del ajuste y una reducción significativa de los costes.

Los pilares de conexión externa hexagonal (UCS33), de conexión interna hexagonal (PZIM35), de conexión cónica (CO41) y dinámicos (PDINT) han demostrado valores de carga en el límite elástico superiores a las cargas máximas de mordedura encontradas en bibliografía. Asimismo, se han obtenido para todos los pilares valores de límite de fatiga que son superiores a los valores pico de las fuerzas de masticación con dientes naturales publicados en varios estudios científicos.

Sobre la base de lo anteriormente expuesto puede concluirse que todos los modelos de pilar dental analizados en este estudio muestran un comportamiento mecánico satisfactorio, puesto que soportaron valores de carga superiores a los esperados durante su actividad normal. Además, los pilares mecanizados en Tilite ofrecen unas propiedades mecánicas aceptables cuando se comparan con pilares dentales fabricados en otros materiales y por diferentes casas comerciales.

Puede concluirse por tanto, desde un punto de vista mecánico, que los pilares dentales mecanizados en Tilite analizados en este trabajo son apropiados para su uso como parte de prótesis permanentes en adultos. ●

Agradecimientos

A la empresa Talladium España, S. L., por su colaboración durante este estudio.

BIBLIOGRAFÍA

1. Yamamoto M. Metal-Ceramics. Quintessence, Chicago, pp. 15-32. 1985.
2. Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. J. Prosthodont. 2009; 18, 188-194.
3. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. J. Prosthet. Dent. 2002; 87 (4), 351-363.
4. Naylor WP. Introduction to metal-ceramic technology. Quintessence, Chicago, pp. 28-38. 1992.
5. Akagi K, Okamoto Y, Matsuura T, Horibe T. Properties of test ceramic titanium alloys. J. Prosthet. Dent. 1992; 68, 462-467.
6. O'Connor RP, Mackert JR, Myers ML, Parry EE. Castability, opaque masking, and porcelain bonding of 17 porcelain-fused-to-metal alloys. J. Prosthet. Dent. 1996; 75 (4), 367-374.
7. Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. J. Prosthet. Dent. 2000; 83, 223-234.
8. Wataha JC, Messer RL. Casting alloys. Dent. Clin. North Am. 2004; 48 (2), 499-512.

9. **Marker JC, Goodkind RJ, Gerberich WW.** The compressive strength of nonprecious versus precious ceramometal restorations with various frame designs. *J. Prosthet. Dent.* 1986; 55 (5), 560-567.
10. **Hammad IA, Stein RS.** A qualitative study for the bond and color of ceramometals, Part I. *J. Prosthet. Dent.* 1990; 63 (6), 643-653.
11. **Da Costa HMF, Rodrigues RCS, de Mattos MGC.** Ribeiro, R.F. Evaluation of the adaptation interface of one-piece implant-supported superstructures obtained in Ni-Cr-Ti and Pd-Ag alloys. *Braz. Dent. J.* 2003; 14 (3), 197-202.
12. **Vega del Barrio JM.** Resistencia al cizallamiento de un sistema totalmente cerámico frente a siete sistemas ceramo-metálicos: estudio comparativo. *R.C.O.E.* 2005; 10 (5-6), 529-539.
13. **Lima EMCX, da Silva WJ, Moura JS, Faot F, Cury AADB.** Evaluation of surface characteristics of Ti-6Al-4V and TiIite alloys used for implant abutments. *Braz. Oral Res.* 2006; 20 (4), 307-311.
14. **Cogolludo PG, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JFL.** Influencia de la técnica de colado en el ajuste marginal de restauraciones en prótesis fija. *Rev. Int. Prot. Estomat. Ed. Hispanoamericana.* 2009; 11 (1), 17-21.
15. **ISO 14801: 2007.** Dentistry. Implants. Dynamic fatigue test for endosseous dental implants.
16. **Paphangkorakit J, Osborn JW.** The effect of pressure on a maximum incisal bite force in a man. *Arch. Oral Biol.* 1997; 42 (1), 11-17.
17. **Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, Van'T Hof MA, Witter DJ, Kalk W, Jansen JA.** Biting and chewing in overdentures, full dentures and natural dentitions. *J. Dent. Res.* 2000; 79 (7), 1519-1524.
18. **Regalo SC, Santos CM, Vitti M, Regalo CA, De Vasconcelos PB, Mestriner WJR, Semprini M, Dias FJ, Hallak JE, Siéssere S.** Evaluation of molar and incisor bite force in indigenous compared with white population in Brazil. *Arch. Oral Biol.* 2008; 53 (3), 282-286.
19. **Sinn DP, De Assis EA, Throckmorton GS.** Mandibular excursions and maximum bite forces in patients with temporomandibular joint disorders. *J. Oral Maxil. Surg.* 1996; 54 (6), 671-679.
20. **Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van'T Hof MA, Geertman ME, Kalk W.** Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. *J. Dent. Res.* 1998; 77 (10), 1832-1839.
21. **Pereira-Cenci T, Pereira LJ, Cenci MS, Bonachela WC, Del Bel Cury AA.** Maximal bite force and its association with temporomandibular disorders. *Braz. Dent. J.* 2007; 18 (1), 65-68.
22. **Gay T, Rendell J, Majoureau A, Maloney FT.** Estimating human incisal bite forces from the electromyogram/bite-force function. *Arch. Oral Biol.* 1994; 39 (2), 111-115.
23. **Gay T, Rendell J, Majoureau A, Maloney FT.** Estimating human incisal bite forces from the electromyogram/bite-force function. *Arch. Oral Biol.* 1994; 39 (2), 111-115.
24. **Kohyama K, Hatakeyama E, Sasaki T, Azuma T, Karita K.** Effect of sample thickness on bite force studied with a multiple-point sheet sensor. *J. Oral Rehabil.* 2004; 31, 327-334.
25. **Kohyama K, Hatakeyama E, Sasaki T, Dan H, Azuma T, Karita K.** Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber. *Arch. Oral Biol.* 2004; 49, 805-816.
26. **Kohyama K, Hatakeyama E, Dan H, Sasaki T.** Effects of sample thickness on bite force for raw carrots and fish gels. *J. Texture Studies.* 2005; 36, 157-173.
27. **Johnsen, SE, Svensson KG, Trulsson M.** Forces applied by anterior and posterior teeth and roles of periodontal afferents during hold-and-split tasks in human subjects. *Exp. Brain Res.* 2007; 178, 126-134.
28. **Xu X, Wright PS, Hector MP, Heath MR, Ferman AM.** Force, rate and work used during incisor penetration on different textural foods. *J. Texture Studies.* 2008; 39, 115-128.
29. **Morneburg TR, Pröschel PA.** In vivo forces on implants influenced by occlusal scheme and food consistency. *Int. J. Prosthodont.* 2003; 16 (5), 481-486.
30. **Balfour A, O'Brien GR.** Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J. Prosthet. Dent.* 1995; 73, 36-43.
31. **Park IS, Won SY, Bae TS, Song KY, Park CW, Eom TG, Jeong CM.** Fatigue characteristics of five types of implant-abutment joint designs. *Met. Mater. Int.* 1998; 14 (2), 133-138.
32. **Lee CK, Karl M, Kelly JR.** Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research. *Dent. Mater.* 2009; 25, 1419-1425.
33. **Sevilla P, Sandino C, Arciniegas M, Martínez-Gomis J, Peraire M, Gil FJ.** Evaluating mechanical properties and degradation of YTZP dental implants. *Mater Sci Eng C.* 2010; 30, 14-19.

INSTITUTO DE BIOMECÁNICA DE VALENCIA



El Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV) –www.ibv.org– es una asociación sin ánimo de lucro de ámbito nacional que inició sus actividades en el año 1976, en la Universitat Politècnica de València (UPV). Se trata de un centro tecnológico, concertado entre el Instituto Valenciano de Competitividad Empresarial (IVACE) y la UPV, que tiene por fines el fomento y práctica de la investigación científica, el desarrollo tecnológico, el asesoramiento técnico y la formación de personal cualificado en Biomecánica, ciencia interdisciplinar que estudia el comportamiento del cuerpo humano y su relación con los productos, entornos y servicios que utilizan las personas.

El IBV combina conocimientos provenientes de la biomecánica y la ergonomía o la ingeniería emocional y, en la actualidad, los aplica en diez ámbitos de actividad: Automoción y Medios de Transporte, Deporte, Hábitat, Indumentaria, Ni-

ños y Puericultura, Personas Mayores y Atención a la Dependencia, Rehabilitación y Autonomía Personal, Salud Laboral, Tecnología Sanitaria y Turismo y Ocio.

Las actividades del IBV en el ámbito de Tecnología Sanitaria tienen como objetivo orientar la innovación hacia la mejora de la salud, el bienestar y la calidad de vida de las personas, a la vez que proporcionar a las empresas y entidades que ofrecen productos y servicios sanitarios claves de negocio para mejorar su competitividad y diferenciación.

El instituto pone sus conocimientos y experiencia al servicio de las empresas del sector dental (implantología, ortodoncia, cirugía maxilofacial, prostodoncia, endodoncia, periodoncia, etc.) para aumentar su competitividad, su capacidad de innovación y el valor añadido de sus productos y servicios. Así, el IBV ofrece una completa oferta de servicios tecnológicos para el diseño y evaluación biomecánica de productos sanitarios y biomateriales en el sector dental, así como asesoramiento para la obtención del marcado CE de los mismos.