

Caracterización mecánica de pilares de circonio sometidos a ceramización

Por Gaceta Dental | 10 sep, 2011 | Sin comentarios

Trabajos científicos



Rocío Velázquez Cayón. Máster de Cirugía Bucal. Universidad de Sevilla. / Cristina Vaquero Aguilar. Departamento de Física de la Materia Condensada Universidad de Sevilla. / August Bruguera Álvarez . Técnico en Prótesis Dental. Práctica privada en Barcelona / Dr. Oriol Llena Amat. Práctica privada en Odontología. Barcelona / (Dr. Jaume Llena Amat. Práctica privada en Odontología. Barcelona / Prof. Dr. Manuel Jiménez Melendo. Departamento de Física de la Materia Condensada. Universidad de Sevilla / Prof. Dr. Daniel Torres Lagares. Máster de Cirugía Bucal. Universidad de Sevilla. Miembro del Comité Científico de Gaceta Dental

Los dos objetivos fundamentales de la implantología moderna son la función y estética; objetivos que pueden alcanzarse gracias a los materiales cerámicos, ideales para reemplazar estructuras dentarias gracias a sus cualidades ópticas y su estabilidad intraoral a largo plazo (1, 2).



Introducción

La zircona presenta propiedades mecánicas muy parecidas a la de los metales y su color es muy similar al de los dientes. La zircona estabilizada con óxido de itrio presenta las mejores propiedades para estas aplicaciones.

La primera vez que se utilizó la zircona con fines médicos fue en 1969: Helmer y Driskell lo presentaron como material para aplicaciones ortopédicas en el Symposium on Use of Ceramics as Surgical Implants; se propuso para el reemplazo de la cabeza del fémur en lugar del titanio o las prótesis de alúmina (3). Wohlwend et al. presentaron el primer pilar de zircona, Zirabut® (Wohlwena Innovative, Zurich, Switzerland) en 1997. Sadoun y Perelmuter describieron la confección de un pilar alúmina-zircona en laboratorio dental Implant Innovation, Inc. (Palm Beach Garden, Florida), diseñaron y presentaron un pilar de zircona (ZiReal® Post), la característica de este pilar es que consiste en un componente de titanio fusionado a la zircona en su porción apical. Este diseño permite el contacto metal-metal entre la interfase pilar-implante lo cual debe ser una asociación altamente predecible (4).

El desarrollo y generalización de los sistemas protésicos cerámicos requiere un conocimiento más amplio de su comportamiento mecánico, para su uso no sólo en restauraciones unitarias del sector anterior, sino también en los sectores posteriores. Por este motivo hemos iniciado

un estudio preliminar sobre nuevos sistemas protésicos con pilar de circona, fabricados por la empresa Biomet 3i (Palm Beach Garden, Florida), con el objetivo de caracterizar la resistencia a la fractura y el comportamiento en fatiga dinámica de los pilares en condiciones que simulen los procesos de masticación cotidiana.

Por tanto, el objetivo de este estudio preclínico fue determinar el comportamiento mecánico de dicho pilar y su resistencia a la fractura en ciclado bajo carga, simulando condiciones adversas de masticación, y si estas variables se veían afectadas por el proceso de ceramización del pilar.

Material y método

Hemos estudiado sistemas protésicos de óxido de circonio de la empresa Biomet 3i en dos configuraciones: conexión interna y conexión externa (Figura 1), formados por:

1. Implante de titanio (Osseotite Implant®), de 4 mm de diámetro y 15 mm de altura.
2. Un pilar de óxido de circonio (ZiReal Post®) de 10 mm de altura y forma cilíndrica, con un hombro preformado de 5 mm de diámetro localizado a 3,5 mm de la base y un cuello de 4 mm de diámetro y 0,5 mm de espesor.
3. Un tornillo de titanio de cabeza hexagonal (Titanium Hexed Screw®), de 8 mm de altura y 2 mm de diámetro. El par de apriete para el asiento final recomendado es de 20 N.cm.

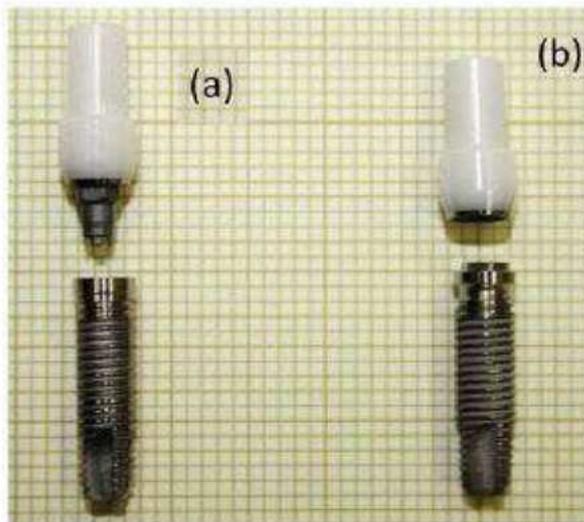


Figura 1. Sistemas protésicos de circona Biomet 3i de conexión interna (a) y externa (b)



Figura 2. Pilar de circona ceramizado

El señor August Bruguera y los doctores Jaume y Oriol Llena han desarrollado un método de recubrimiento del pilar con una capa cerámica del mismo color que la corona (Figura 2), mejorando el aspecto estético de la restauración final. Dicho recubrimiento se realizó manualmente con una primera capa de porcelana IPS e-max Ceram® (Ivoclar Vivadent Inc.), con un espesor medio aproximado de 0,5 mm, evitando alcanzar los extremos del pilar.

Se configuraron por tanto dos grupos de estudio: pilares ZiReal Post® no ceramizados (tanto de conexión interna como externa) y pilares ZiReal Post® ceramizados siguiendo el método descrito (tanto de conexión interna como externa).

Los ensayos mecánicos realizados sobre los sistemas implantoportésicos, tanto con pilares desnudos como recubiertos con una primera capa de IPS e.max Ceram®, tratan de simular su

comportamiento real en la cavidad oral. De acuerdo con los estándares internacionales (5), se realizaron los siguientes ensayos:

1. Ensayos de compresión a velocidad de travesía constante de 1 mm/min hasta la fractura del sistema. Este ensayo simula una mordedura rápida, y tiene por objetivo determinar la fuerza máxima de ruptura, así como el origen de la fractura (pilar, tornillo de conexión o interfaz pilar-implante).

2. Ensayos de ciclado entre dos fuerzas mínima y máxima, de 150 N y 250 N, respectivamente, a una frecuencia de 1 Hz. Estos ensayos de fatiga permiten determinar el tiempo de supervivencia de los pilares en condiciones simuladas de masticación normal, y su deterioro progresivo. En caso de supervivencia del sistema, se procedió a ensayarlo a velocidad constante de 1 mm/min hasta su fractura.



Figura 3. Montaje experimental para los ensayos mecánicos. El desplazamiento del pistón es vertical

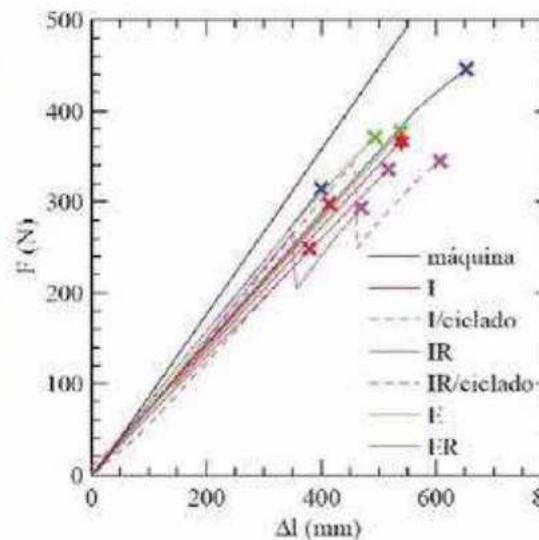


Figura 4. Curvas de fractura fuerza-desplazamiento a 1 mm/min los sistemas estudiados de conexión interna desnudos (I) y recubiertos (IR), y de conexión externa desnudos (E) y recubiertos (Ei incluyen dos pilares que sobrevivieron a los ensayos de fatiga mica (ciclado), ambos internos. También se muestra la correspondiente a la máquina en vacío (máquina). El símbolo indica el fallo por desprendimiento de la interfaz hexagonal de

Los experimentos se han realizado a temperatura ambiente en aire en una máquina de ensayos mecánica Microtest EM1/50/FR, equipada con pistones de acero templado y una célula de carga de 500 N de fuerza máxima. Los pilares se ensamblaron con los implantes mediante un tornillo de titanio con el par de apriete recomendado de 20 N.cm, utilizando un equipo clínico convencional de 2.5 N.cm de precisión.

Con objeto de simular la condición más desfavorable de masticación, la norma ISO 14801 (5) recomienda aplicar la fuerza a 30° del eje axial del implante. Por este motivo, se procedió a diseñar y construir el dispositivo experimental que se muestra en la Figura 3. Está formado por un cuerpo metálico que se acopla al pistón superior de la máquina de ensayos, con un pequeño cilindro donde se enrosca el implante de titanio, dejando el collar del mismo fuera del cilindro. Se simula así una condición desfavorable de reabsorción del hueso crestal (6, 7). En el pistón inferior se colocó una pastilla de alúmina policristalina para protegerlo de posibles daños.

Resultado

Para controlar la rigidez de la máquina de ensayos, se procedió a realizar un ensayo previo de compresión a velocidad de travesía constante de 1 mm/min sin prótesis. La Figura 4 muestra la curva fuerza-variación de longitud para la máquina (negro) hasta una fuerza máxima de 500 N (superior a la de ruptura de los pilares), observándose un comportamiento lineal.

Las curvas de fractura de los pilares con conexión interna y externa, tanto desnudos como recubiertos con una primera capa de porcelana, se muestran también en la Figura 4. De los ocho sistemas ensayados, siete fallaron por el pilar en el punto de aplicación de la carga, con fractura hasta el hombro preformado; la Figura 5 muestra algunos ejemplos. El octavo, de conexión interna y recubierto, falló por el desprendimiento de la interfaz hexagonal de titanio del cuerpo del pilar (Figura 6), a una fuerza similar a la de los pilares fracturados. Los valores correspondientes de la fuerza de fractura (F_{fract}) se encuentran en el intervalo 300-445 N, con un valor medio de 350 ± 50 N.

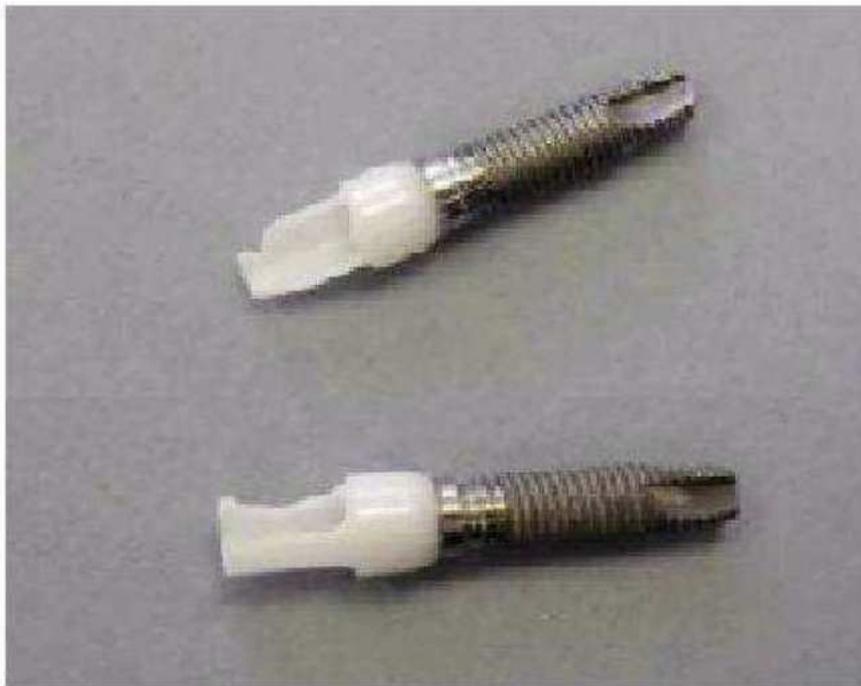


Figura 5. Ensayos a velocidad constante de 1 mm/min. Los sistemas de conexión interna I; y conexión externa E fallaron por el pilar



Figura 6. El sistema de conexión interna recubierto IR falló por desprendimiento de la interfaz de titanio

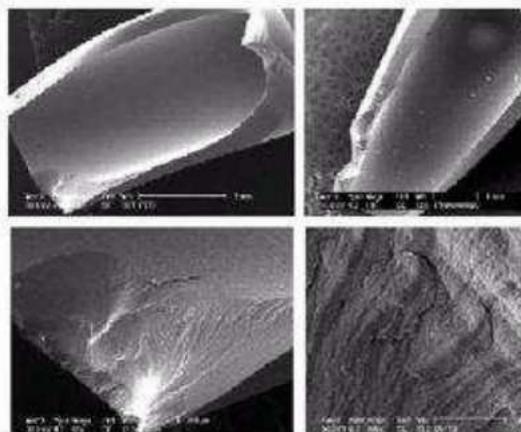


Figura 7. Pilares fracturados a velocidad constante. Zona inicial de fractura de un pilar desnudo de conexión interna

El inicio de la ruptura se localiza en el punto de aplicación de la carga con el pistón inferior, propagándose axialmente hacia el hombro del pilar y desprendiendo aproximadamente la mitad del cuerpo superior del pilar, como se muestra en las micrografías de la Figura 7. El examen de la zona original de ruptura muestra la presencia, junto a la grieta principal, de terrazas muy fisuradas dirigidas hacia la superficie interior del pilar.

Ocasionalmente se han observado fisuras secundarias en el interior de los pilares propagándose en dirección axial (Figura 8). Posiblemente la transformación martensítica de los granos de circona tetragonal alrededor de la fisura ha detenido su avance.

Los pilares recubiertos con una primera capa de porcelana muestran un comportamiento mecánico idéntico al de los pilares desnudos. En ellos se ha observado un desprendimiento del recubrimiento en las regiones adyacentes a las superficies de fractura, quedando el resto de la capa intacta. La incidencia de desprendimiento de los recubrimientos es una referencia clínica importante para estimar la tasa de supervivencia o la necesidad potencial de reparación de las restauraciones dentales.

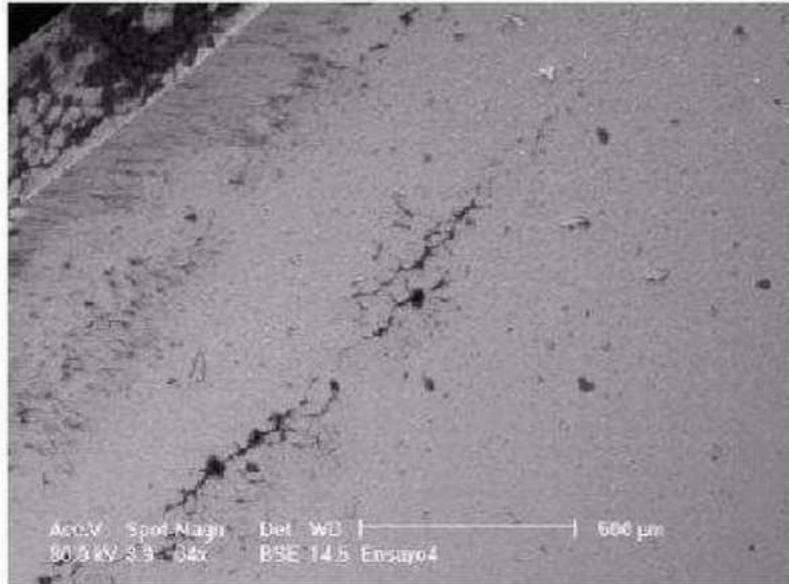


Figura 8. Fisura secundaria en el interior del pilar paralela a la grieta principal

Tras los ensayos de fatiga dinámica se observó que de los ocho pilares ensayados, cinco fallaron prematuramente, uno fracturó a los 56.000 ciclos y dos alcanzaron los 4×10^5 ciclos prefijados (ambos de conexión interna, uno desnudo y otro recubierto). No se observó ningún deterioro de estos dos pilares supervivientes, ni pérdida del recubrimiento. Ambas prótesis se ensayaron posteriormente a velocidad constante. Si se contabilizan estos dos ensayos, la resistencia a la fractura media prácticamente no varía (340 ± 50 N frente a 350 ± 50 N). Las observaciones de microscopía revelan que la fractura en fatiga es idéntica a la encontrada en los ensayos a velocidad de travesía constante, dado el escaso número de ciclos realizado y la naturaleza cerámica de los pilares.

Discusión

Dentro de las limitaciones de este estudio, no se observa una dependencia de fuerza de fractura con el tipo de conexión interna/externa ni con la ausencia/presencia de recubrimiento. No existen trabajos publicados para realizar comparaciones directas con nuestros resultados, ya que se han ensayado sistemas con pilares distintos y/o completamente restaurados. En todo caso, es muy habitual encontrar una gran dispersión de valores en la fuerza de fractura. Por ejemplo, en pilares de circonita (Wohllwend Innovative, Suiza) con corona de porcelana se han encontrado fuerzas de fractura entre 620 N y 1370 N, con un valor medio de 788 N (8); en el 40 % de los casos falló la corona, el tornillo de sujeción en el 30 %, y en el restante 30 % falló el pilar. Igualmente, Butz et al. (9) encontraron, sobre 16 pilares CerAdapt® atornillados con tornillo de oro (GoldTite®) a 32 N.cm y restaurados con corona Dentitan®, fuerzas de fractura en el intervalo 240 N-450 N, con un valor medio de 295 N; el 25 % de los implantes fallaron por fractura del pilar, el 13 % por el tornillo de sujeción y los restantes por la separación de la corona del pilar. Los mismos autores encontraron una fuerza de fractura de 180 N a 460 N, con un valor medio de 325 N, en el caso de pilares de titanio (GingiHue®) restaurados con el mismo tipo de corona.

Aramouni et al., en un estudio reciente (10) sobre pilares ZiReal® con coronas de porcelana ensayados a velocidad constante de 1 mm/min, se ha encontrado que el fallo se origina en la corona en un 80 % de los casos. Estas investigaciones muestran que el desprendimiento de la

corona es una de las causas más habituales de fallo de las restauraciones debido a los movimientos de traslación y rotación asociados con la presencia de la interfase pilar/corona y el correspondiente adhesivo, por lo que el recubrimiento del pilar por capas sucesivas de porcelana parece una alternativa efectiva para solucionar dicho problema.

Gehrke et al., en un trabajo (6) sobre pilares desnudos de circonia Dentsply/Friadent®, de 4,5 mm de diámetro y 18 mm de longitud, observó una supervivencia de hasta 106 ciclos a 1 Hz bajo cargas de 100 a 450 N. La resistencia a la fractura de estos pilares ciclados disminuyó en un 60 % (hasta 270 N) respecto de los pilares no fatigados. Los autores no especifican el origen del fallo.

Adatia et al. publican en 2009 un estudio utilizando pilares de circonia de Astra Tech®, preparados con diferentes reducciones axiales (0,5 y 1 mm) encuentran UNA fuerza de fractura media de 576 N (\pm 120 N) para el grupo de reducción de 0,5 mm y de 547 (\pm 139 N) en el grupo de 1mm. Concluyendo que la reducción axial no influye de forma significativa en la resistencia a la fractura de estos pilares de circonia. Estos datos no se alejan de los obtenidos en este trabajo (300-450 N) (11).

Aunque existe una amplia documentación sobre las fuerzas de mordedura que ocurren durante la masticación, no hay consenso sobre los valores medios. Sin considerar las características individuales anatómicas y fisiológicas, se ha reportado que la fuerza de mordedura máxima se localiza en la región del primer molar, con valores que oscilan entre 180 y 850 N, disminuyendo hasta valores entre 95 y 250 N para la región incisiva (12-14).

Los valores obtenidos en este trabajo indican que los pilares ZiReal® constituyen un punto de partida adecuado para tolerar las cargas oclusales de la región anterior de la cavidad oral.

En relación a los ensayos de fatiga, se considera que una carga media de 50 N durante 2.4 x 10⁵ ciclos es representativa de un año de masticación (15); este dato está avalado por el buen acuerdo entre resultados clínicos y de laboratorio (16). En este trabajo se ha encontrado que sólo el 25 % de los pilares sobrevivieron a los ensayos de fatiga, aunque el ciclado se realizó a una carga medida de 200 N y sobre pilares desnudos. Cabe esperar que la disminución de tensiones sobre pilares implantoprotésicos completamente restaurados mejoren el comportamiento en fatiga y permita alcanzar el número mínimo de ciclos que se acepta en la práctica para los sistema endoóseos (equivalente a cinco años de uso).

Por último debemos indicar que el perfecto asiento entre el pilar y el implante es decisivo en la elección de un determinado tipo de sistema endoóseo, puesto que la falta de la misma puede dar lugar a numerosas complicaciones clínicas, como la pérdida de hueso por infección microbiana, que pueden llevar al fracaso del tratamiento implantológico (17). Aparte de las condiciones y distribución de la carga, hay varios factores que son importantes para la estabilidad de la unión del pilar y el implante osteointegrado mediante el tornillo de sujeción, tales como el número y posición de las fijaciones, ajuste y rigidez de la estructura y un diseño oclusal que sea capaz de distribuir las cargas de la forma más efectiva (18).

Conclusiones

Dentro de las limitaciones de este estudio (16 pilares ensayados), se ha determinado que la resistencia media a la fractura en compresión a velocidad constante de 1 mm/min es de 340 \pm 50 N, independientemente del tipo de conexión, interna o externa, y de la ausencia/presencia de la primera capa de recubrimiento. El 75 % de los implantes dentales fallaron prematuramente en ensayos de fatiga dinámica entre 150 y 250 N a 1 Hz.

No se ha observado un deterioro del comportamiento mecánico de los pilares por el tratamiento térmico asociado con el recubrimiento de porcelana (proceso de ceramización), existiendo pérdida de este recubrimiento sólo en las zonas adyacentes a las superficies de fractura.

De los 16 ensayos mecánicos realizados, el fallo del sistema endoóseo procedió de la fractura del pilar en el punto de aplicación de la carga en 15 casos. En el caso restante, el fallo se originó por el desprendimiento de la interfaz de titanio del cuerpo del pilar.

Los valores obtenidos en este trabajo indican que los pilares ZiReal® (ceramizados o no) constituyen un punto de partida adecuado para tolerar las cargas oclusales de la región anterior de la boca.

Bibliografía

1. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *J Dent* 2007;35:819-826.
2. Brodbeck U. The ZiReal post: A new ceramic implant abutment. *J Esthet Restor Dent* 2003; 15: 10-24.
3. Symposium on use of ceramics as surgical implants.
4. The zirconium oxide abutment: an all ceramic abutment.
5. UNE-EN ISO 14801. Ensayo de fatiga dinámica para implantes dentales endoóseos (ISO 14801:2007), 2008.
6. Gehrke P, Dhom G, Brunner J, Wolf D, Degidi M, Piattelli A. Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening. *Quintessence International* 2006; 37: 19-26.
7. Hanses G, Smedberg JI, Nilner K. Analysis of a device for assessment of abutment and prosthesis screw loosening in oral implants. *Clinical Oral Impl Res* 2002; 13: 666-670.
8. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthetic Dent* 2003; 90: 325-331.
9. Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub JR. Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *J Oral Rehab* 2005; 32: 838-843.
10. Aramouni P, Zebouni E, Tashkandi E, Dib S, Salameh Z, Almas K. Fracture resistance and failure location of zirconium and metallic implant abutments. *J Contemp Dent Pract* 2008; 7: 41-48.
11. Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY. Fracture Resistance of Yttria-Stabilized Zirconia Dental Implant Abutments. *Journal of Prosthodontics* 2009; 18: 17-22.
12. Haraldson T, Carlsson GE, Ingervall B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta Odontol Scand* 1979; 34: 195-206.
13. Paphangkorakit J, Osborn JW. The effect of pressure on a maximum incisal bite force in man. *Arch Oral Biol* 1997; 42: 11-17.

14. De Boever JA, McCall WD Jr, Holden S, Ash MM Jr. Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. J Prosthet Dent 1978; 40: 326-333.
15. Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertson M. In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restorations systemen. Schweizer Monatsschrift Zahnmedizin 1990; 100: 8-14
16. Rosentritt M, Leibrock A, Lang R, Scharnagl P, Behr M, Handel G. Regensburger Kausimulator. Material Prüfung 1997; 39: 77-80.
17. Binon PP. Implants and components: entering the new millenium. Int. J. Oral Maxillofac. Implants 2000; 15: 76-94
18. Hanses G, Smedberg JI, Nilner K. Analysis of a device for assessment of abutment and prosthesis screw loosening in oral implants. Clinical Oral Impl Res 2002; 13: 666-670.

Comparte este artículo:

MORE BONE Where it Matters Most...

V3^{By MS}



Sin respuestas a "Caracterización mecánica de pilares de circonio sometidos a ceramización"

Deja una Respuesta [Cancelar Respuesta](#)

Principio del formulario

Tu email no será publicado.. Campos requeridos están marcados *

Nombre *