

Estudio sobre resultados clínicos de los pilares de zirconio adaptados para las reparaciones con implante único

Luigi Canullo, DDS^a

Objetivo: Este estudio valoró el rendimiento clínico de los pilares de zirconio adaptados cementados. Además, se midió el ajuste marginal entre los componentes del implante seleccionado y se controló la respuesta clínica de la encía. **Materiales**

y método: Se seleccionaron 25 pacientes consecutivos para un estudio prospectivo de 30 restauraciones de un solo diente soportadas por implantes. Se prepararon pilares de zirconio completos y pernos de titanio y se restauraron con coronas de cerámica. Se midieron los índices de placa y gingivales en intervalos de 6 meses durante períodos de 36-44 meses. **Resultados:** Los análisis con MEB demostraron hendiduras marginales medias de 10,161 µm (DE: 0,7) en sentido horizontal y de 4,783 µm (DE: 0,67) en vertical. No se encontraron fracturas de los pilares ni aflojamiento de los tornillos durante el período de observación clínica. El índice de placa medio fue 0,57 (DE: 0,32) sobre los pilares y 0,74 (DE: 0,34) sobre los dientes, mientras que los índices medios de las encías fueron 0,54 (DE: 0,2) sobre los pilares y 0,72 (DE: 0,3) sobre los dientes. **Conclusiones:** Estos resultados preliminares sugieren que los pilares de zirconio-metal pueden ser comparables a los pilares sobre implantes estéticos disponibles en la actualidad. *Int J Prosthodont* 2007; 20: 489-493.

Las nuevas tecnologías para mejorar las propiedades físicas y el procesamiento de los pilares para implantes de zirconio ofrecen la promesa de una mejora de los resultados estéticos y funcionales a largo plazo¹. Sin embargo, la conexión interna entre el pilar adaptado y el implante sigue representando un reto técnico.

El objetivo de este informe clínico prospectivo preliminar fue estudiar la eficacia de un pilar de zirconio cementado sobre un componente de titanio antirrotacional anclado en el implante. Este abordaje con dos componentes adaptados también permitió realizar observaciones adicionales, incluido el análisis de laboratorio del ajuste marginal y la respuesta clínica de la encía.

Materiales y método

Para este estudio se eligieron 25 pacientes que necesitaron 30 coronas unitarias soportadas por implantes. Los criterios

de inclusión fueron: 1) selección consecutiva de los enfermos y consentimiento informado; 2) pacientes de 18 años o más sin antecedentes de enfermedades sistémicas o radioterapia reciente (12 meses) por motivos terapéuticos en la cabeza o el cuello, y 3) ausencia de antecedentes de parafunción o presencia de inflamación en el lecho propuesto para el implante.

El tratamiento se hizo en una clínica privada a 11 varones y 14 mujeres, con una edad comprendida entre 25 y 70 años (edad media 52,28 años). En cada paciente se puso un pilar en estudio con dos componentes y una corona cerámica cementada. Las 30 coronas sustituyeron a 6 incisivos, 2 caninos, 8 premolares y 2 molares en el maxilar superior más 6 incisivos, 2 caninos, 2 premolares y 2 molares en la mandíbula. El tratamiento se realizó entre febrero y noviembre de 2003 con un seguimiento clínico de 36 a 44 meses y un período medio de observación de 40 meses.

Se colocaron los implantes TSA (Impladent) siguiendo los protocolos clínicos y radiológicos tradicionales y con la técnica quirúrgica convencional se sumergían, empleando una férula quirúrgica como guía para colocar los implantes. Cada implante fue restaurado con una corona provisional tras la segunda cirugía para la exposición del implante. Las coronas se llevaron durante 2-3 meses para facilitar la res-

^aPrivate Practice, Rome, Italy.

Dirección para correspondencia: Dr. Luigi Canullo, Via Nizza 46 00198 Roma. Italia. Fax: +39 06 8411980.

Dirección de correo electrónico: luigicanullo@yahoo.com.



Fig. 1 (izquierda) Margen de cierre de zirconio en este pilar metálico (grupo 1).

Fig. 2 (centro) Margen de cierre de zirconio en el pilar metálico (grupo 2).

Fig. 3 (derecha) Pilar de plástico terminado.

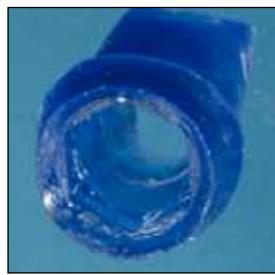


Fig. 4 Pilar de plástico separado del componente de titanio.



Fig. 5 Pilar de zirconio elaborado con un sistema de diseño asistido por ordenador.



Fig. 6 Restricciones mecánicas en la base del pilar.

puesta de las partes blandas y poder valorar los resultados estéticos preliminares. Se empleó una técnica de impresión arrastre modificada² y se obtuvo un registro interoclusal antes de fabricar en el laboratorio el pilar y la corona.

Se construyeron 30 conexiones de titanio (pilares ProUnic Impladent) y complejos de pilares de zirconio; se dividieron en dos grupos ($n = 15$). En el grupo 1 se usaron pilares con diámetros menores que la plataforma del implante, lo que permitió colocar el margen inferior del pilar de zirconio directamente encima del margen del implante (fig. 1). En el grupo 2 la estructura metálica ocupaba todo el espesor del cuello del implante, de forma que el cierre marginal era más coronal (fig. 2). Los pilares del grupo 1 se colocaron en situaciones clínicas con surcos poco profundos en la plataforma periimplante, mientras que los pilares en el grupo 2 se emplearon siempre que el hombro del implante estuviera rodeado de surcos mucosos profundos.

Técnicas de laboratorio

Para construir el pilar se empleó un compuesto fotopolimerizable muy fluido (Visioform, 3M ESPE). Se fotopolimerizó y se introdujo dentro del soporte de titanio en capas finas para conseguir un buen ajuste. El pilar terminado se pulió (fig. 3) para conseguir la forma y dimensiones finales. Se utilizó un microscopio óptico para optimizar el terminado de los

márgenes y a continuación se analizó la calidad de las superficies y se realizaron las correcciones necesarias añadiendo material al pilar.

Tras la fotopolimerización y culminación de la zona transmucosa, el pilar de plástico se separó del componente en titanio (fig. 4). Se empleó un sistema de diseño con ayuda del ordenador (CAD) (Zirkozahn) para transformar este compuesto en zirconio (fig. 5). El pilar se realizó en zirconio de tipo «verde», porque permite emplear la forma más blanda; posteriormente se sometió a procedimientos de sinterización para conseguir la estructura final. Durante esta fase se consiguió el resultado cromático deseado añadiendo colorantes al baño de sinterizado.

Tras fabricar la pieza de zirconio y antes de empezar la fase de cementación, se inspeccionó el pilar al microscopio para valorar la precisión del acoplamiento y confirmar la ausencia de defectos estructurales. Se fabricaron retenciones mecánicas sobre la base del pilar de titanio para mejorar el sellado del cemento (fig. 6) y posteriormente se sometieron a un ciclo de chorreado con dióxido de aluminio con una granulometría de 150 µm a una presión de 2 atm. Por último, se limpian los componentes con aire seco y alcohol metilado en un baño ultrasónico. El conducto de acceso del tornillo fue protegido con una capa de cera.

Los 2 componentes se unieron con cemento anaerobio, que consistía en una pasta base y un catalizador en pro-



Fig. 7 Pilar de zirconio metálico (grupo 2).



Fig. 8 Reparación estética apoyada en implantes (grupo 2).

porción 1:1 (Nimetic-Cem, 3M, ESPE). Tras dejarlo fraguar se eliminó cualquier exceso de material con un algodón.

Microscopía electrónica de barrido

Se estudiaron con microscopía electrónica de barrido (MEB) cuatro áreas elegidas al azar de los pilares en ambos grupos (Vega Tescan, Tesca USA) antes del uso clínico. Se analizaron para determinar la aparición y dimensiones de las hendiduras verticales y horizontales entre el pilar de zirconio y el hombro del implante (grupo 1) o el muñón metálico (grupo 2).

Procedimientos de restauración

Tras las fases de laboratorio, los componentes se atornillaron de forma mecánica con un torque de 32 Ncm (fig. 7). Para asegurarse una cementación controlada de la corona, el conducto de acceso al tornillo del pilar se rellenó con una capa de gutapercha y composite de resina. La restauración final (fig. 8) se cementó con cemento de resina (Panavia TC, Kuraray) y se obtuvo una radiografía digital estandarizada para valorar la adaptación marginal.

Se programaron visitas de seguimiento cada 6 meses y en ellas se realizaron estudios radiológicos y clínicos, incluida la determinación de los índices de placa y gingivitis modificados (IPm e IGm) en los implantes y los dientes cercanos³. Además, se analizaron todas las restauraciones para identificar fallos técnicos, como fracturas de las coronas o implante o aflojamiento de los componentes.

Análisis estadístico

El análisis descriptivo (medias y DE) se usó para valorar los datos. El análisis estadístico de los cambios en los valores del IPm y el IGm a lo largo del tiempo se hizo con el test señalado. Se usó una técnica de análisis multivariable para el análisis de los componentes principales, en la valoración de la correlación entre las microhendiduras horizontales y verticales de los pilares y los índices periodontales.

Resultados

El análisis mediante MEB demostró un ajuste excelente entre el pilar de titanio y la base de zirconio. En todas las muestras se encontraron valores de la hendidura marginal muy bajos entre el pilar de zirconio y el margen del implante (grupo 1) o la plataforma de conexión de titanio (grupo 2). Las medidas horizontales mostraron valores entre 8,963 y 11,65 µm (media 10,161 µm; DE: 0,7), mientras que las hendiduras verticales en ambos grupos oscilaron entre 3,57 y 7,001 µm (media 4,783 µm; DE: 0,675) (fig. 9).

No se observaron fracturas de los pilares ni aflojamientos de los tornillos durante la carga clínica, lo que se tradujo en una supervivencia acumulada del 100%. En una corona se observó un mínimo desgaste marginal de la porcelana en la visita del año. En este caso, la solución adecuada fue pulir la zona fracturada.

El valor medio del IPm fue 0,57 (DE 0,32) sobre los pilares y 0,74 (DE 0,34) sobre los dientes. El valor medio del IGm fue 0,54 (DE 0,2) en los pilares y 0,72 (DE 0,3) sobre los dientes. No se encontraron diferencias con significación estadística ($P > 0,05$) en los índices periodontales al comparar los lechos de los implantes y los dientes vecinos tanto en el momento inicial como en la visita final. El análisis del componente principal demostró una correlación estadísticamente significativa entre las microhendiduras de los pilares y los índices periodontales.

Discusión

Las cerámicas coladas ofrecen soluciones a los problemas estéticos derivados del uso de pilares metálicos y compensan el hecho de que los materiales cerámicos no resulten del todo adecuados para soportar cargas oclusales en las regiones posteriores.

La introducción de sistemas de fabricación CAD/asistidos por ordenador (CAM), además del uso de materiales como zirconio y óxido de aluminio, ha contribuido a mejorar las características mecánicas de las prótesis sin afectar a sus características estéticas⁴.

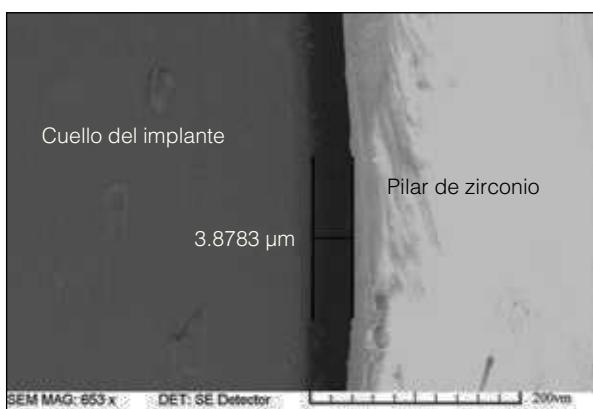


Fig. 9 Análisis mediante MEB: hendidura vertical entre el cuello del implante y el pilar de zirconio

En este estudio prospectivo se analizó el ajuste marginal y el comportamiento clínico preliminar de un nuevo pilar con conexiones internas. Este componente consta de un soporte metálico y un pilar de zirconio, que se unen con un cemento anaerobio. El uso de un muñón metálico para conseguir un pilar estético permite un sistema de conexión interno de precisión aceptable. La bibliografía reciente sugiere que es posible crear un pilar totalmente libre de metales para los sistemas de implantes hexagonales de conexión externa^{5,6}.

La experimentación *in vitro* fue la base para los estudios de MEB y de resistencia mecánica. En el estudio con MEB las hendiduras marginales vertical y horizontal medidas entre los pilares de zirconio y el soporte metálico resultaron muy bajas: 10,161 μm (DE: 0,7) en horizontal y 4,783 μm (DE: 0,67) en vertical. Esto indica que el riesgo de infiltración bacteriana es muy bajo y que es probable una buena biocompatibilidad. En este sentido Volker y cols.⁷ atribuyeron un valor promedio de 5 μm para el ajuste marginal horizontal entre los componentes del implante. A pesar de ser una prótesis adaptada, construida según las técnicas de laboratorio normales, la hendidura marginal en los moldes estudiados se corresponde con los valores medios de los sistemas de conexión prefabricados.

Desde una perspectiva clínica, Glauser y cols.⁶ demostraron un buen comportamiento de los pilares elaborados en zirconio con uso de conexiones externas para restaurar las zonas con exigencia estética. Estos autores no encontraron fracturas de los pilares y la incidencia de efectos clínicos adversos, como aflojamiento de los tornillos, fue baja. Andersson y cols.⁸ obtuvieron unos resultados algo peores, que fueron explicados por Vigolo⁵, quien demostró que la tecnología CAD/CAM permite la creación de pilares de zirconio con unos 3° de rotación sobre la conexión externa. De acuerdo con ello, Gehrke y cols.⁹ de-

mostraron una correlación directa entre el mal ajuste de los hexágonos y el aflojamiento de los tornillos o las fracturas de la cerámica.

En este estudio no se registraron fracturas ni aflojamientos de los tornillos y la supervivencia llegó al 100%, aunque se repararon un alto porcentaje de dientes posteriores. Por tanto, cabe especular, que al usar pilares de dos componentes con una conexión interna, se consiguen reducir las complicaciones técnicas en las regiones posteriores. En todo caso, se necesitarían estudios a largo plazo con mayores muestras para confirmar esta posibilidad.

Los valores del IPm y el IGM indican un buen estado de salud de los tejidos blandos en los pilares de zirconio y los dientes vecinos. Los componentes estéticos mostraron un rendimiento ligeramente superior a los dientes naturales, aunque no se alcanzaron diferencias estadísticamente significativas en ningún momento del seguimiento. Esta reacción favorable de los tejidos blandos frente a los soportes cerámicos se corresponde con la descrita en otros estudios sobre restauraciones soportadas con implantes y se puede correlacionar con la óptima biocompatibilidad del zirconio y la hendidura marginal aceptable de este dispositivo experimental¹⁰⁻¹³.

En general, los resultados clínicos y técnicos de este estudio sugieren que el uso de zirconio para la fabricación de este tipo de pilares ofrece varias ventajas. Este material se caracteriza por unas mejores propiedades físicas y permite la visualización radiológica^{14,15}. Además, a diferencia de los pilares estéticos prefabricados, es posible dar color a este pilar de dos componentes hecho a medida antes de que se estabilice el zirconio, lo que mejora los resultados estéticos. Por último, se puede modificar e individualizar el perfil de emergencia.

Conclusiones

El objetivo de este estudio fue investigar si es posible utilizar un nuevo pilar estético en las regiones anteriores y posteriores. Dentro de las limitaciones de este estudio (pequeño tamaño muestral), se demostró que la hendidura existente en el sistema de pilar de zirconio con muñón metálico se corresponde bien con los valores de la hendidura principal en los sistemas de pilares-implantes que se comercializan en la actualidad, aunque se trata de un producto de laboratorio. Se necesitan más estudios clínicos y comparativos entre las capacidades mecánicas de este sistema y los comercializados con fines estéticos.

Agradecimientos

El autor desea mostrar su especial agradecimiento al Dr. Marco Cesarotto por las imágenes de MEB, a Fabio Marinotti por su ayuda técnica, a los Dres Rita De Carli y Cristiana Di Torrice por el análisis estadístico y a Audrenn Gautier por su asesoramiento editorial.

Bibliografía

1. Sadoun M, Perelmuter S. Alumina-zirconia machinable abutments for implant-supported single-tooth anterior crowns. Pract Periodontics Aesthet Dent 1997;9:1047-1053.

2. Gelbard S, Aoskar Y, Zalkind M. Effect of impression materials and techniques on marginal fit of metal casting. *J Prosthet Dent* 1994;71:1–6.
3. Salvi GE, Lang NP. Diagnostic parameters for monitoring peri-implant conditions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19 Suppl:116–127.
4. Bindl A, Mormann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparation. *J Oral Rehabil* 2005;32:441–447.
5. 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.
6. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restoration in esthetically demanding regions: 4-year result of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2004;17:285–290.
7. Volker KJ, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:527–540.
8. Andersson B, Odman P, Lindvall AM, Brånenmark PI. Cemented single crowns on osseointegrated implants after 5 years: Results from a prospective study on CeraOne. *Int J Prosthodont* 1998;11:212–218.
9. 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 Int* 2006;37:19–26.
10. Abrahamsson I, Berglundh T, Glantz PO, Lindhe J. The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol* 1998;25:721–727.
11. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: An in vivo human study. *J Periodontol* 2004;75:292–296.
12. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: A prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:450–455.
13. Degidi M, Artese L, Scarano A, Perrotti V, Gehrke P, Piattelli A. Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps. *J Periodontol* 2006;77:73–80.
14. Cho HW, Dong JK, Jin TH, Oh SC, Lee JW. 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.
15. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restoration. *J Prosthet Dent* 2003;90:325–331.