

[Resumen]

El estudio que se presenta aquí sirvió para valorar la separación clínica de estructuras individuales cementadas de dióxido de zirconio. Se midió el cierre marginal entre los componentes implantarios seleccionados y se siguió la reacción clínica de la encía. Se seleccionaron 25 pacientes de manera consecutiva para efectuar un estudio prospectivo de 30 coronas sobre implantes. Se fabricaron pilares individuales en piezas secundarias de titanio y en estructuras de dióxido de zirconio, y se valoraron las fisuras marginales de ambos componentes mediante microscopía electrónica de barrido. Los pilares se fijaron a los implantes y se proveyeron con coronas de cerámica sin metal. Se registró el índice de placa y el índice gingival durante un plazo de tiempo de 36 a 44 meses en intervalos semestrales.

Palabras clave

Estudio sobre pacientes. Prótesis implantosoportada. Estructuras de dióxido de zirconio individuales. Piezas secundarias de titanio. Copiadora fresadora.

(Quintessenz Zahntech.
2008;34(6):696-702)



Resultados clínicos de estructuras individuales de dióxido de zirconio para coronas implantarias

Luigi Canullo

Introducción

Gracias a las nuevas técnicas, las estructuras implantarias de dióxido de zirconio se pueden dotar y trabajar mejor con propiedades físicas más ventajosas. Estas técnicas prometen resultados estéticos optimizados, funcionales y de larga duración¹⁰. Tanto ahora como antes la unión interior entre las estructuras individuales y el implante sigue siendo un reto técnico. En el presente estudio prospectivo se investigó la separación de una estructura de dióxido de zirconio que se cementó como pieza terciaria en una pieza secundaria de titanio resistente a la rotación. Además, esta conexión individual de dos componentes facilitó observaciones posteriores en el laboratorio, como el análisis de los cierres marginales y las reacciones clínicas de la encía.

Material y método

Para el estudio se seleccionaron 25 pacientes que precisaban en total 30 coronas sobre implantes. Se seleccionaron teniendo en cuenta los siguientes criterios:

- Selección de pacientes y sucesivo consentimiento tras la correspondiente explicación
- La edad mínima de los pacientes fue de 18 años, no debían padecer enfermedades sistémicas en su historia clínica ni tampoco haber sido objeto de irradiaciones terapéuticas efectuadas recientemente (dentro de los 12 últimos meses) en el cráneo o en el cuello
- Sin tendencia a parafunciones y sin infecciones existentes en el lugar previsto para el implante

Los tratamientos realizados en una consulta privada comprendieron 14 mujeres y 11 hombres con una edad de entre 25 y 70 años (media de edad: 52,28 años). Todos los pacientes tenían una estructura implantaria de dos componentes (pieza secundaria de titanio y estructura de dióxido de zirconio) y una corona cementada en cerámica sin metal. En total se incorporaron 30 coronas. En el maxilar superior seis se emplearon para sustituir dientes incisivos, dos para caninos, ocho para premolares y dos para molares. En el maxilar inferior seis se emplearon para sustituir un diente incisivo, dos para caninos, dos para premolares y dos para molares. Los tratamientos se llevaron a cabo entre febrero y noviembre de 2003. El tiempo de observación clínica fue de 36 y 44 meses (una media de 40 meses).

Se colocaron implantes TSA (Impladent, Nueva York, EE. UU.) en el modo estandarizado de cicatrización cubierta siguiendo los protocolos convencionales de exploración clínica. Un patrón quirúrgico sirvió de ayuda para el posicionamiento del implante. Para empezar, se dotó a cada implante con un aparato provisional después de intervenir por segunda vez para exponer el implante. El tiempo de uso fue de dos a tres meses a fin de que el tejido blando pudiera reaccionar adecuadamente y fuera posible una primera valoración estética. Se empleó una técnica pick up modificada con las correspondientes cofias⁷.

Además, antes de fabricar la estructura del implante y la corona se efectuó en el laboratorio un registro interoclusal.

Se fabricaron 30 piezas secundarias de titanio (ProUnic, Impladent) con las estructuras de dióxido de zirconio correspondientes y se dividieron en dos grupos (n = 15). En el grupo 1 se emplearon estructuras cuyo diámetro era menor que el de la plataforma del implante. De esta manera el borde inferior de la estructura de dióxido de zirconio se pudo colocar directamente sobre el borde del implante (fig. 1). En el grupo 2 se extendió la construcción de metal por todo el tamaño del cuello del implante, por lo que el cierre del borde quedó hacia la corona (fig. 2). Las estructuras implantarias del grupo 1 se emplearon en diagnósticos con surcos superficiales periimplantarios. Las estructuras del grupo 2 se emplearon cuando el hombro del implante estaba rodeado por un profundo surco de mucosa.

Las estructuras implantarias se construyeron con composite fotopolimerizable poco viscoso (Visioform, 3M ESPE, Seefeld). Se fotopolimerizó y se redujo sobre la pieza secundaria de titanio para que fraguara por completo en una capa fina. La estructura implantaria terminada (fig. 3) se pulió hasta conseguir la forma y el tamaño definitivo. Los bordes de cierre se optimizaron con la ayuda de un microscopio óptico. Posterior-

Figs. 1 y 2 (*página anterior*). Cierre marginal de la estructura de dióxido de zirconio y de metal (izquierda: grupo 1, derecha: grupo 2).

Trabajar en
el laboratorio dental



Fig. 3. Una estructura de resina.



Fig. 4. Una estructura de resina después de separarla de los componentes de titanio.



Fig. 5. Una estructura de dióxido de zirconio hecho con un sistema asistido por ordenador.



Fig. 6. Las retenciones mecánicas en la base de la estructura implantaria.

mente se valoró la calidad de las superficies y, aplicando material, se realizaron las correcciones necesarias.

Después de la fotopolimerización y del acabado de la zona transmucosa se separó la resina de los componentes de titanio (fig. 4). Con el sistema CAD Zirkonzahn (Bruneck, Italia) se duplicó la construcción del composite en dióxido de zirconio (fig. 5). El dióxido de zirconio «verde» también se puede emplear en su forma más blanda y por eso también se aplicó en este caso. Después de la sinterización se planteó finalmente el armazón definitivo. En esta fase se consiguió el resultado deseado también en lo que respecta al color. Para ello, el baño de sinterización se mezcló con los colores correspondientes.

Después de fabricar el objeto de colado en dióxido de zirconio y antes de la cementación se observaron bajo el microscopio las estructuras implantarias a fin de valorar la exactitud del ajuste y para excluir defectos en dichas estructuras. En la superficie de los componentes de titanio se instalaron retenciones mecánicas para mejorar la adherencia del cemento (fig. 6). Después se arenaron con partículas de óxido de aluminio de 150 μm a 2 atm de presión. Finalmente se limpiaron los componentes con aire seco y alcohol metílico en un baño ultrasónico. El canal de acceso para el tornillo se cerró con una capa de cera.

Ambos componentes se unieron con un cemento anaeróbico. Éste está compuesto por una pasta base y un catalizador en la proporción 1:1 (Nimetic-Cem, 3M ESPE). Después del fraguado, el material restante se retiró con un algodón.

Microscopía electrónica de barrido

En ambos grupos se seleccionaron cuatro regiones sobre las estructuras implantarias siguiendo el principio de casualidad y se estudiaron con microscopía electrónica antes de la colocación (Vega Tescan, Tescan, Pensilvania, EE. UU.). Las fisuras verticales y horizontales (frecuencia de aparición y tamaño) entre los componentes de dióxido de zirconio y el hombro del implante (grupo 1) o el núcleo de metal (grupo 2) fueron objeto del análisis.

Trabajos de restauración

Después de los trabajos en el laboratorio dental se fijaron mecánicamente los componentes a un par de torsión de 32 Ncm (fig. 7). Para garantizar una cementación con-



Fig. 7. Una estructura de dióxido de zirconio-metal (grupo 2).

Fig. 8. Una corona implantaria estética (grupo 2).

trolada de la corona se cerró el canal de acceso para el tornillo con una capa de gutapercha y composite. La corona definitiva (fig. 8) se fijó con cemento de resina (Panavia TC, Kuraray Europe GmbH, Fráncfort/Main). Además, para valorar el cierre marginal se hizo una radiografía digital estandarizada. El control se realizó cada seis meses. Para ello, se registraron los parámetros radiológicos y clínicos incluido el índice de placa (mPI) y el índice gingival (mGI) en los implantes¹¹. También se comprobó el fracaso técnico de todas las coronas, como las fracturas (implante o corona) o el aflojamiento de los componentes.

La valoración de los datos se llevó a cabo a través de una estadística descriptiva (valores medios y desviación estándar). Para la valoración estadística de los cambios en mPI o mGI, durante el tiempo transcurrido se recurrió a un test de orden con signo. Con un método estadístico multivariante se efectuó un análisis de los componentes principales. Por un lado se valoró la correlación entre las microfisuras horizontales y verticales de las estructuras de los implantes y por otro el índice periodontal.

Valoración estadística

La valoración electromicroscópica reveló una excelente adaptación a la forma del dióxido de zirconio sobre los componentes de titanio. La fisura marginal entre los componentes de dióxido de zirconio y el borde del implante (grupo 1) o la plataforma de unión de titanio (grupo 2) fue en todos los casos extremadamente pequeña. Las dimensiones horizontales se situaron entre 8,963 y 11,65 μm (una media de 10,161 μm ; desviación estándar: 0,700), las fisuras verticales fueron en ambos grupos de 3,570 hasta 7,001 μm (una media de 4,783 μm ; desviación estándar: 0,675; fig. 9).

Resultados

Después de ejercer una carga clínica no se registraron fracturas en la estructura implantaria ni tampoco aflojamientos del tornillo. La cuota de permanencia acumulativa fue por tanto del 100%. Después de un año, en las visitas de control se constató un leve desprendimiento de cerámica en una única corona. Este defecto se solucionó puliendo convenientemente la región fracturada.

El valor medio mPI en las estructuras implantarias fue de 0,57 (desviación estándar: 0,32) y en los dientes de 0,74 (desviación estándar: 0,34). El valor medio mGI en las estructuras implantarias fue de 0,54 (desviación estándar: 0,2) y en los dientes de 0,72

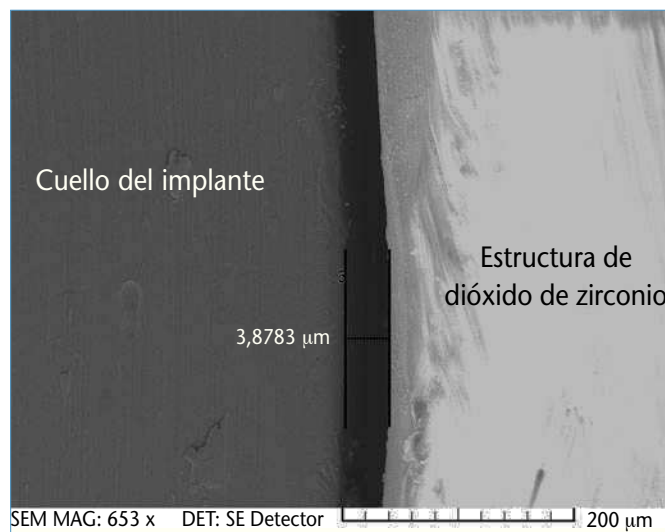


Fig. 9. Una valoración electromicroscópica: fisura vertical entre el cuello del implante y la estructura de dióxido de zirconio.

(desviación estándar: 0,3). No se registraron diferencias significativas ($p > 0,05$) en los índices periodontales de los implantes y en los dientes contiguos entre los valores iniciales y el último control posterior. El análisis sobre los componentes principales produjo una correlación significativa entre las microfisuras y los índices periodontales.

Discusión

La cerámica fresada ofrece soluciones a los problemas estéticos combinados con el uso de estructuras implantarias metálicas. Impiden que la cerámica no pueda resistir del todo la carga masticatoria en la región de los dientes laterales.

Con la introducción de los sistemas CAD/CAM y con el uso de materiales como el dióxido de zirconio y el óxido de aluminio se pudieron mejorar las propiedades mecánicas de las prótesis dentales sin cambiar las características estéticas³.

En el presente estudio prospectivo se estudiaron los primeros resultados sobre el cierre marginal y el comportamiento clínico de una estructura implantaria nueva con unión interna. La construcción está compuesta de un perno de metal y una estructura de dióxido de zirconio. Ambos componentes se unen a través de un sistema de cemento anaeróbico. El núcleo de metal bajo la estructura implantaria estética facilita una unión interior aceptablemente precisa. De las teorías actuales se extrae que es posible realizar estructuras absolutamente «libres de metal» para las uniones implantarias hexagonales^{8,13}.

Los experimentos in vitro presentados aquí han sido valorados mediante microscopía electrónica y pruebas mecánicas de resistencia. La medición electromicroscópica de las fisuras marginales verticales y horizontales entre la estructura de dióxido de zirconio y el núcleo de metal dio como resultado para horizontal 10,161 μm (desviación estándar: 0,7), para vertical 4,783 μm (desviación estándar: 0,67), unos valores extraordinariamente bajos.

Este resultado indica la existencia de un riesgo muy bajo de infiltraciones bacteriales y de una buena biocompatibilidad. Volker et al¹⁴ cifraron el valor de la exactitud de ajuste marginal horizontal entre los componentes implantarios con una media de 5 μm .

Aunque se trata de una prótesis dental «individual» fabricada siguiendo los métodos de laboratorio habituales, el cierre marginal del objeto de colado examinado fue comparable con los valores medios de los sistemas de unión prefabricados.

Desde el punto de vista clínico, Glauser et al⁸ pudieron demostrar que sólo las estructuras implantarias de dióxido de zirconio con uniones exteriores para la restauración de regiones de estética exigente mostraban buenas propiedades. Reseñaron la ausencia de fracturas en las estructuras y la escasa aparición de incidencias clínicas, como el aflojamiento de los tornillos. Para Andersson et al² los resultados fueron algo peores. Sobre estos resultados Vigolo¹³ aportó una explicación viable. Este autor pudo demostrar que con la técnica CAD/CAM es posible la estructura de dióxido de zirconio con 3° de rotación en la unión exterior. Gehrke et al⁶ demostraron una relación directa entre el hexágono con imprecisa adaptación a la forma, los aflojamientos del tornillo y las fracturas en la cerámica.

En el presente estudio no se registraron fracturas o aflojamientos del tornillo. La cuota de supervivencia fue del 100% a pesar del gran número de coronas de dientes laterales. Por tanto, se puede especular acerca de que las complicaciones técnicas se pueden reducir en las regiones de los dientes laterales utilizando estructuras implantarias de dos componentes con unión interior. Para consolidar esta tesis se harán estudios de larga duración con grupos de pacientes más grandes.

Según los valores mPI y mGI el tejido blando de los dientes contiguos y de las estructuras de dióxido de zirconio estaba sano. El tejido blando queda un poco mejor en los implantes que en los dientes naturales; sin embargo, no se registraron diferencias significativas en ningún momento durante los controles posteriores. Esta positiva reacción del tejido blando sobre las estructuras de cerámica fue similar al de los estudios sobre prótesis dentales implantosoportadas. Esto se produce gracias a la óptima biocompatibilidad del dióxido de zirconio y a las fisuras marginales aceptables de las construcciones estudiadas aquí. Los resultados clínicos y técnicos del presente estudio concluyen que la utilización del dióxido de zirconio para este tipo de construcciones ofrece las siguientes ventajas: el material posee propiedades físicas superiores y se puede representar radiológicamente^{4,15}. Al contrario de lo que ocurre con las estructuras estéticas confeccionadas, a la estructura individual de dos componentes se le puede aplicar el color antes de la estabilización del dióxido de zirconio y así revalorizar el resultado estético. Finalmente, el perfil útil se puede modificar e individualizar.

En este estudio se ha planteado la pregunta de si es posible utilizar una estructura implantaria estética nueva tanto en la región de los dientes frontales como en los laterales. Dentro de las limitaciones del estudio (un tamaño pequeño de las pruebas) se pudo demostrar que entre el dióxido de zirconio y el metal, aunque se trate de un producto de laboratorio, imperan valores de fisuras comparables a otras estructuras implantarias habituales. Serían deseables otros estudios clínicos y estudios comparativos sobre las propiedades mecánicas de este sistema y de las estructuras estéticas habituales.

Conclusiones

El autor agradece en especial al Dr. Marco Cesarotto por la valoración electromicroscópica, a Fabio Marinotti por el apoyo técnico, a las Dras. Rita de Carli y Cristiana di Torrice por la valoración estética y a Audrenn Gautier por la guía editorial.

Agradecimientos

Bibliografía

1. 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.
2. Andersson B, Odman P, Lindvall AM, Brånemark PI. Cemented single crowns on osseointegrated implants after 5 years: Results from a prospective study on CeraOne. *Int J Prosthodont* 1998;11:212-218.
3. 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.
4. 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.
5. 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.
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 Int* 2006;37:19-26.
7. 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.
8. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year result of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2004;17:285-290.
9. 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.
10. Sadoun M, Perelmutter S. Alumina-zirconia machinable abutments for implant-supported single-tooth anterior crowns. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1997;9:1047-1053.
11. Salvi GE, Lang NP. Diagnostic parameters for monitoring peri-implant conditions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:Suppl:116-127.
12. 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.
13. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An in vitro evaluation of ZirReal abutments with hexagonal connection: in original state and following abutment preparation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:108-114.
14. 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.
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.

Correspondencia

Dr. Luigi Canullo.
Via Nizza 46, 00198, Roma, Italia.
Correo electrónico: luigicanullo@yahoo.com