

[Resumen]

Actualmente, el dióxido de zirconio se ha consolidado como material para estructuras en el mercado dental. Se utiliza en todos los ámbitos como material sustitutivo de metales. En este contexto, se elogian y valoran especialmente las ventajas en cuanto a la estética. Sin embargo, a muchos odontólogos les irritan las informaciones de que los recubrimientos de dióxido de zirconio presentan problemas debido a comportamientos «chipping». Éste es también el motivo por el que todavía –según cifras de la GFK– más del 75% de las rehabilitaciones se realizan con materiales de restauración dental sobre estructuras de metal. En este contexto existen métodos sencillos para enfrentarse a estos problemas. Entre ellos se cuentan sobre todo la preparación y el tallado por parte del odontólogo y los pasos de recubrimiento y procesos de enfriamiento de la cerámica de recubrimiento por parte del protésico dental.



Seguridad estética con estructuras de dióxido de zirconio

Michael Tholey, Luc Rutten y Patrick Rutten

Introducción

El dióxido de zirconio se viene utilizando con éxito en la ortopedia desde hace varias décadas^{1,8,19}. A mediados de los años noventa surgieron el deseo, así como la posibilidad real de utilizar este material también para la restauración dental¹³⁻¹⁵.

Dependiendo del ámbito de aplicación, el dióxido de zirconio se considera sobre todo como material sustitutivo estético para aleaciones metálicas en la odontología, con un espectro de aplicación muy amplio. La base de esta valoración la constituyen las excelentes propiedades mecánicas de este material para estructuras. Durante un tiempo relativamente largo fue denominado incluso «acero cerámico»⁶.

Sin embargo, este apelativo es engañoso por lo que respecta al procesamiento y la manipulación de las restauraciones de dióxido de zirconio. Si bien el dióxido de zirconio posee un módulo de elasticidad similar al del cromo-cobalto, y por consiguiente al de las aleaciones «de acero», se comporta de manera sensiblemente distinta por lo que respecta a casi todas sus demás propiedades. Así, el dióxido de zirconio posee una conductividad térmica de aproximadamente 1,5 W/K y puede utilizarse como aislante. Este comportamiento contrasta claramente con la excelente conductividad térmica de alrededor de 100 W/K de las aleaciones sin metales nobles y «de acero». Las aleaciones con elevado contenido en oro conducen aún mejor el calor (aproximadamente 300 W/K).

Palabras clave

Dióxido de zirconio. Procesamiento adaptado al material. Preparación. Diseño de la estructura. Confección de la estructura. Preparación de la estructura. Recubrimiento de la estructura.

(Quintessenz Zahntechnik. 2011;37(4):460-9)

PUESTA AL DÍA

DIÓXIDO DE ZIRCONIO

Además, a diferencia de los metales, en el dióxido de zirconio se alcanza una transmisión de la luz, de ahí que las propiedades ópticas y el color claro sean ventajosos para la estética de la restauración en comparación con la restauración dental metalosoportada. La excelente biocompatibilidad, y por ende el comportamiento no alergénico del dióxido de zirconio constituye otra ventaja muy valiosa e importante para las aplicaciones médicas^{7,8,18,20}.

Sin embargo, un aspecto pone en tela de juicio todo el tema de la rehabilitación dental mediante cerámica sin metal con estructuras de dióxido de zirconio, el denominado «chipping». Un fenómeno que parece manifestarse exclusivamente, por lo menos en esta medida, en restauraciones dentales con dióxido de zirconio. Se habla de un índice de fracaso de hasta el 53%. No obstante, dicha cifra se basa casi siempre en errores de aplicación por parte de protésicos y odontólogos que utilizan el dióxido de zirconio como una restauración dental metalosoportada y lo tratan en consecuencia. El propósito de esta visión de conjunto es llamar la atención sobre estos problemas y demostrar que la rehabilitación dental altamente estética con dióxido de zirconio puede funcionar perfectamente. No obstante, este breve repaso general no pretende ser exhaustivo, dado que no todos los casos de fracaso se deben a uno de los factores mencionados.

El dióxido de zirconio sinterizado a la máxima densidad presenta con diferencia, en comparación con otros materiales cerámicos para estructuras, por ejemplo otras cerámicas de óxido como el óxido de aluminio, las mejores propiedades mecánicas^{3,24}. La base de estas buenas propiedades mecánicas la forman microestructuras de grano muy fino sin fase vítrea, las cuales permiten alcanzar una densidad muy elevada de la microestructura ($> 6 \text{ g/cm}^3$)¹³ a temperaturas de sinterización elevadas ($> 1.400 \text{ }^\circ\text{C}$). Esto se consigue mediante la utilización de un polvo inicial muy fino («nanopolvo») y unos procesos de producción refinados, que tan sólo unos pocos fabricantes dominan realmente.

En la odontología se utiliza habitualmente dióxido de zirconio que se encuentra en un estado presinterizado y posteriormente todavía debe someterse a la sinterización definitiva en un horno especial. Esto ahorra tiempo de trabajo y también fresas abrasivas, dado que la abrasión en este estado presinterizado resulta más rápida y eficiente.

El dióxido de zirconio se utiliza en la odontología únicamente con añadidos de óxidos estabilizantes, como por ejemplo óxido de itrio, de magnesio o ceróxido. Mediante la adición de estos óxidos se obtiene una red cristalina tetragonal parcialmente estabilizada (PSZ: partly stabilized zirconia), la cual permanece estable incluso a temperatura ambiente y no se transforma en una red monoclinica¹⁷.

Actualmente, el material más importante en la odontología es el Y-TZP parcialmente estabilizado, el cual posee una estabilización basada en óxido de itrio. Su denominación exacta en inglés es Ytria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals-Alumina (Y-TZP-A). Tras el nombre se oculta un dióxido de zirconio parcialmente estabilizado con itrio con baja proporción de óxido de aluminio. La resistencia de este material se sitúa muy por encima de los requisitos mínimos para la restauración dental, pero con el paso de los años el dióxido de zirconio expuesto envejece debido a procesos de hidrólisis con la saliva, lo cual resulta en una pérdida de resistencia. La baja proporción de óxido de aluminio tiene como objetivo inhibir este proceso de envejecimiento. Sin embargo, el añadido de óxido de aluminio presenta el inconveniente de que la translucidez es algo

El material
de la estructura

menor que en el dióxido de zirconio puro. De ahí que algunos fabricantes ya tengan en su programa dióxido de zirconio sin este añadido de óxido de aluminio. Sin embargo, todavía no se han esclarecido científicamente del todo las repercusiones clínicas de esta inclusión.

La elevada resistencia a la flexión (> 900 MPa) y la gran tenacidad a la rotura ($> 5,6$ MPa \cdot m^{1/2}) del dióxido de zirconio se alcanzan mediante una denominada solidificación por transformación^{16,18}. La base de este mecanismo de fortalecimiento es una transformación de fase al aparecer una fisura que se extiende, esto es, una tensión externa. En este proceso, en la zona de la punta de la fisura, el pico de tensión, las cristalitas se transforman de la fase tetragonal a la forma monoclinica, y paralelamente se produce un aumento del volumen de alrededor del 4%. En consecuencia se dificulta la expansión de la fisura.¹⁶ Estas propiedades específicas permiten al material soportar esfuerzos máximos y lo convierten en extremadamente resistente al desgaste.

La preparación La base para la confección de toda restauración dental la constituye el tratamiento y, ligado a éste, el examen del paciente realizado por el odontólogo. Si se comparan las recomendaciones de preparación para coronas de cerámica sin metal con las de las coronas metalocerámicas, en la cerámica sin metal se requiere un límite de la preparación claramente definido⁹ (chamfer o escalón). Si bien las formas de preparación redondeadas se recomiendan también para la metalocerámica, este requisito es determinante para la funcionalidad de la restauración en el caso de las coronas de dióxido de zirconio, debido a la posibilidad de picos de tensión locales. En caso de que no se tenga suficientemente en cuenta este punto, ya no se cuenta con una base óptima para el protésico dental y por consiguiente también para la restauración dental en boca del paciente. Un estudio de la empresa DeguDent, Hanau, Alemania, en colaboración con el Prof. Kerschbaum de la Universidad de Colonia, demostró concluyentemente^{5,10} que el odontólogo responsable del tratamiento ejerce un alto grado de influencia sobre el éxito de la futura rehabilitación. Kerschbaum demostró con su grupo que, con tres odontólogos responsables del tratamiento y el mismo laboratorio dental, uno de los odontólogos registraba pérdidas extremadamente elevadas en cuanto a la prótesis dental ($> 15\%$). Los otros dos odontólogos responsables del tratamiento se situaron, con una tasa de pérdida del 4%, en el nivel habitual de la metalocerámica. Así pues, se pone de manifiesto hasta qué punto un odontólogo puede influir en el resultado de una rehabilitación con base de dióxido de zirconio.

Diseño de la estructura Los pasos que debería tener en cuenta un protésico dental para obtener un resultado óptimo son aún más numerosos, y empiezan ya por el modelo, si bien este principio es aplicable a todas las formas de restauración y por lo tanto no será objeto de este artículo.

Una vez se ha creado el modelo, es preciso diseñar la estructura. Por medio del software CAD/CAM debería dotarse a la estructura de una forma dental anatómica reducida, de modo que el grosor de la capa de cerámica de recubrimiento aplicada no debe exceder de 1 a 1,5 mm⁹. Es importante determinar en primer lugar la posición correcta de los dientes (longitud, anchura, apoyo de los labios, etc.), la cual posteriormente sirve como base para la confección de la estructura. Para ello, al igual que en el diseño de la

PUESTA AL DÍA

DIÓXIDO DE ZIRCONIO



Fig. 1. El diseño de una forma de la estructura que preste apoyo anatómico mediante el escáner Nobel Procera y encerado.



Fig. 2. Rectificado de la estructura de dióxido de zirconio mediante una turbina refrigerada por agua.

estructura clásica, puede ser útil un encerado, tal como muestra el caso mostrado en la figura 1. En este caso se escaneó mediante el software Nobel Procera (Nobel Biocare, Colonia, Alemania) y se llevó a cabo el diseño del puente.

Los estudios han demostrado que mediante la configuración anatómica de la estructura se reduce considerablemente el peligro de «chipping». Se reduce el diámetro de los desconchamientos y además se incrementa la fuerza que debe actuar sobre el recubrimiento para provocar grietas y por consiguiente roturas^{9,10,21,25}.

Tras el diseño y el proceso de mecanización en la máquina, se debe proceder a la sinterización final del dióxido de zirconio para alcanzar sus propiedades materiales específicas. Durante el proceso de sinterización pueden deformarse las estructuras de dióxido de zirconio, de modo que es necesario apoyarlas. Durante el apoyo existe peligro por ejemplo con las bolas de sinterización. Éstas pueden incrustarse en la estructura durante la contracción de sinterización y causar problemas. En caso de utilizar otros métodos, por ejemplo espigas que permanecen durante el proceso de rectificado para prestar apoyo, es preciso rectificar nuevamente la estructura antes de ejecutar los siguientes pasos. Este punto es irrelevante para aquellos protésicos dentales que reciban sus estructuras de un centro de fresado.

En caso de que sea preciso rectificar una estructura, ya sea por ejemplo para optimizar zonas oclusales, ya para eliminar las mencionadas espigas de apoyo del proceso de sinterización, se debe procurar ejercer poca presión de apriete y, a ser posible, utilizar una turbina refrigerada por agua, tal como se muestra en la figura 2. Mediante esta mecanización relativamente «cuidadosa» se pretende minimizar tanto el perjuicio como la transformación desde la estructura de red cristalina tetragonal a la monoclinica de la superficie del dióxido de zirconio⁴.

El dióxido de zirconio utilizado debe estar especialmente adaptado a la máquina CAD/CAM en cuestión, dado que por ej. el avance y la velocidad de rotación de cada máquina son distintos. Los parámetros individuales de la máquina deben estar ajustados

Confección
de la estructura

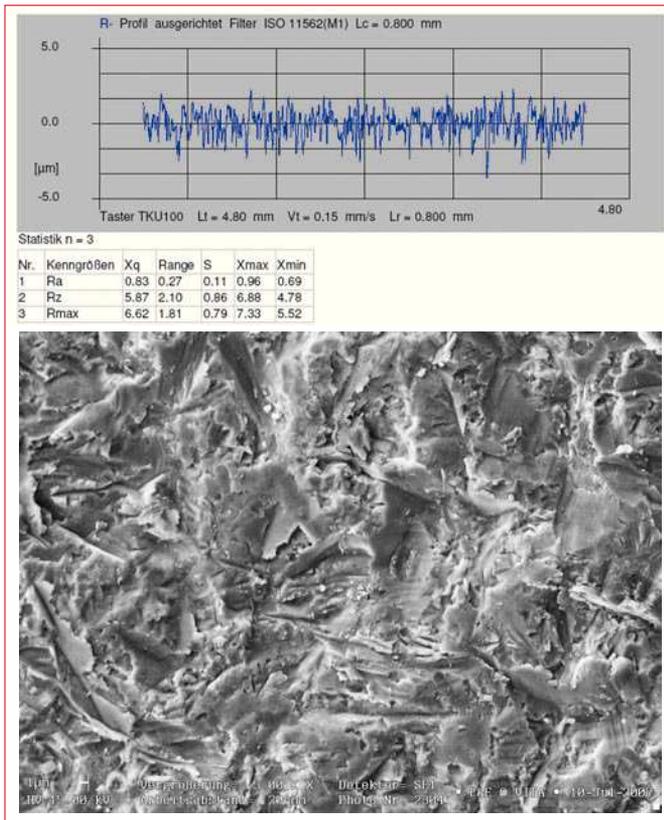


Fig. 3. La superficie de dióxido de zirconio chorreada con un tamaño de grano de 130 μm a 3 bar.

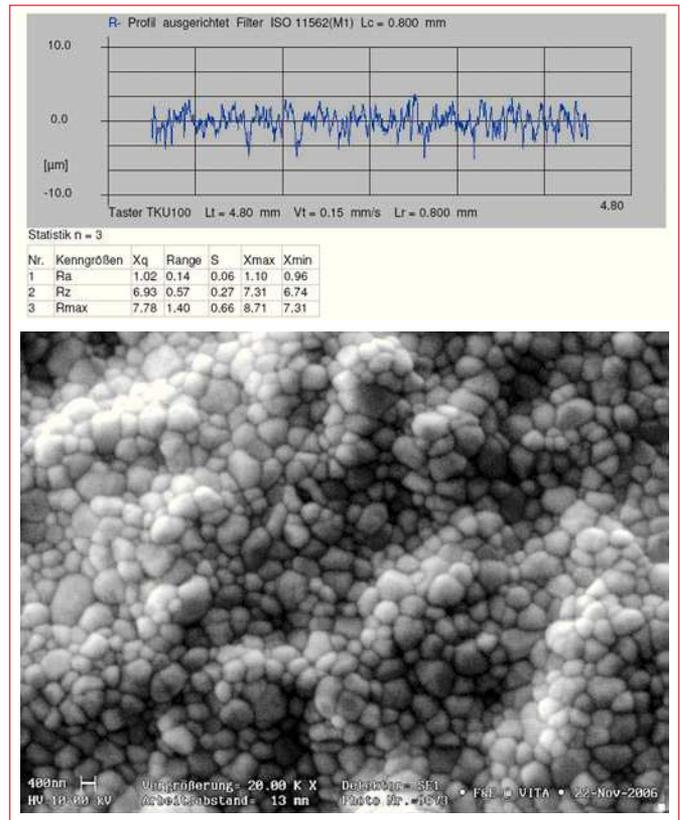


Fig. 4. La superficie sinterizada del dióxido de zirconio.

al producto concreto. En la mayoría de los casos, de ello se encarga el fabricante de la máquina, en colaboración con los proveedores de materiales aprobados.

El proceso de sinterización, y por consiguiente las propiedades definitivas, se han ajustado específicamente también a cada bloque o cada lote. De ello dependen la contracción de sinterización, el tamaño de grano y también la translucidez, así como los parámetros físicos, por ej. la resistencia a la flexión. Cada fabricante de dióxido de zirconio diseña sus bloques y discos de tal manera que se alcancen sus parámetros especificados al ejecutar el proceso de sinterización previsto al efecto.

En consecuencia, el horno de sinterización debería ser programable conforme a las especificaciones del fabricante en cuestión, toda vez que cada fabricante necesita distintos programas de sinterización para alcanzar sus valores. Todo horno de sinterización, al igual que todo horno para la cocción de cerámica, debería revisarse como mínimo una vez al mes para determinar si realmente es capaz de alcanzar estas temperaturas. Este punto también es importante para todas las cerámicas de recubrimiento, a fin de garantizar también aquí el brillo cromático, la translucidez y la transparencia óptimos.

Preparación de la estructura

Una vez confeccionada la estructura conforme a las indicaciones del fabricante, entra en acción el arte de la prótesis dental propiamente dicho. El recubrimiento requiere varios pasos. El paso 1 lo constituye la preparación de la estructura.

PUESTA AL DÍA

DIÓXIDO DE ZIRCONIO

Se sabe, de la metalocerámica, que es preciso chorrear la superficie de la estructura a fin de alcanzar una indentación mecánica óptima con la cerámica de recubrimiento. En la cerámica sin metal, especialmente en el ámbito del dióxido de zirconio, no es necesario el proceso de chorreo⁴, puesto que la superficie de la estructura es ya tan irregular por sí misma (fig. 3) que su rugosidad es incluso mayor que la de una superficie chorreada (fig. 4). De todos modos, debido a la formación de granos de dióxido de zirconio no presenta bordes tan afilados como los de una superficie chorreada.

Cada fabricante tiene especificaciones distintas a este respecto, lo cual desconcierta a muchos protésicos dentales. Sin embargo, lo cierto es que el chorreado o el rectificado provocan la transformación de la superficie del dióxido de zirconio de la forma cristalina tetragonal a la monoclinica. Además, este proceso va ligado a un salto del CET (expansión térmica) desde $10,5 \cdot 10^{-6} \text{K}^{-1}$ hasta $7,8 \cdot 10^{-6} \text{K}^{-1}$, lo cual resulta a su vez en unas condiciones de tensión distintas entre la cerámica de recubrimiento y la estructura^{20,23}.

Por este motivo, algunas empresas tienden a recomendar la realización de una denominada cocción de regeneración tras el rectificado y el chorreado de una estructura de dióxido de zirconio, a fin de convertir nuevamente la superficie monoclinica resultante en una superficie tetragonal. Esta cocción de regeneración debería llevarse a cabo a fin de evitar tensiones CET extremas entre la estructura y la cerámica de recubrimiento.

El proceso de recubrimiento debería ejecutarse conforme a las instrucciones de los fabricantes, dado que también a este respecto existen opiniones diversas. No todas las cerámicas de recubrimiento se comportan del mismo modo, en virtud de su distinta composición y por ende sus propiedades químicas y físicas distintas. Así, actualmente, la mayoría de empresas requieren un enfriamiento lento de la cerámica de recubrimiento hasta alcanzarse una temperatura inferior a la temperatura de transición vítrea, mientras que otras firmas consideran innecesario este punto. El dióxido de zirconio posee una mala conductividad térmica, similar a la de la cerámica de recubrimiento. Esto significa que las condiciones de tensión en la cerámica de recubrimiento son distintas a las que se dan en prótesis dentales cuyas estructuras están realizadas en buenos conductores térmicos, esto es, aleaciones metálicas^{11,12,22}. El enfriamiento en la prótesis dental metalosoportada tiene lugar sobre todo y homogéneamente a través de los metales y no a través de la cerámica de recubrimiento¹¹, lo cual conduce a una distribución distinta de la tensión dentro de la cerámica de recubrimiento.

La figura 5 presenta un paso intermedio del proceso de recubrimiento. Se utilizó la cerámica VITA VM9 sobre dióxido de zirconio Nobel Procera. En esta cocción todavía no es necesario un enfriamiento lento. No obstante, dado que en este caso (fig. 5) se trata de una construcción «Full-Arch» (de 14 piezas), debido a la gran masa de dióxido de zirconio el calentamiento hasta la temperatura final fue más lento (40 °C/min.), y también el enfriamiento se ralentizó en todos los pasos.

El hecho es que en virtud del enfriamiento más lento hasta por debajo de la temperatura de transición vítrea (¡ésta es distinta en cada cerámica de recubrimiento!) aparecen menos tensiones en el vidrio y en la cerámica de recubrimiento, y en consecuencia se reduce la vulnerabilidad de la cerámica de recubrimiento a la acción de fuerzas externas. Durante cada proceso de cocción, la cerámica de recubrimiento atraviesa nuevamente

El recubrimiento



Fig. 5. La estratificación de la estructura de dióxido de zirconio con VITA VM9.



Fig. 6. La cocción de corrección con VITA VM9.

una fase más blanda por encima de la temperatura de transición vítrea, de modo que en esta cocción pueden reducirse de nuevo las tensiones, y en consecuencia el proceso de enfriamiento lento sólo es necesario y determinante en la última cocción^{5,10,22}.

La última cocción puede ser la última cocción de corrección con material cerámico, tal como se muestra en la figura 6. Esto es aplicable para aquellos protésicos dentales que prefieran el pulido a la cocción de glaseado. Sin embargo, si se realiza una cocción de glaseado, ésta debe considerarse como la última, y por lo tanto como la cocción con enfriamiento lento.

Dado que, en este rango CET, el número de cristales de leucita en el interior de la cerámica es muy reducido (alrededor del 4 al 5% vol.), resulta también infundado el temor a que el CET se altere en exceso. Las cerámicas de recubrimiento sin cristales de leucita se comportan de manera similar. Del mismo modo, en la mayoría de cerámicas de recubrimiento no se observa una pérdida de la textura rectificada en la superficie de la cerámica de recubrimiento como consecuencia de alcanzarse tan sólo brevemente la temperatura final.

La unión La unión entre el dióxido de zirconio y la cerámica de recubrimiento se discute a menudo animadamente en foros protésicos y odontológicos. No obstante, la unión mecánica de las estructuras de metal y las de dióxido de zirconio es absolutamente equiparable, tal como puede apreciarse a partir de la rugosidad mostrada en la figura 4. También en este caso, la cerámica de recubrimiento se agarra firmemente en las zonas retentivas durante la primera cocción, exactamente igual que la cocción de opáquer sobre la superficie metálica chorreada. A este respecto, se debe procurar aplicar esta primera capa con un grosor relativamente fino y realizar la cocción a la temperatura adecuada para que pueda fluir sin problemas al interior de dichas zonas retentivas²³.

Dado que en un ensayo de la unión se trata de separar la cerámica de recubrimiento del material de la estructura dióxido de zirconio y siempre queda algo de cerámica de recubrimiento adherida a la estructura, esto significa que la unión es excelente. En con-

PUESTA AL DÍA

DIÓXIDO DE ZIRCONIO

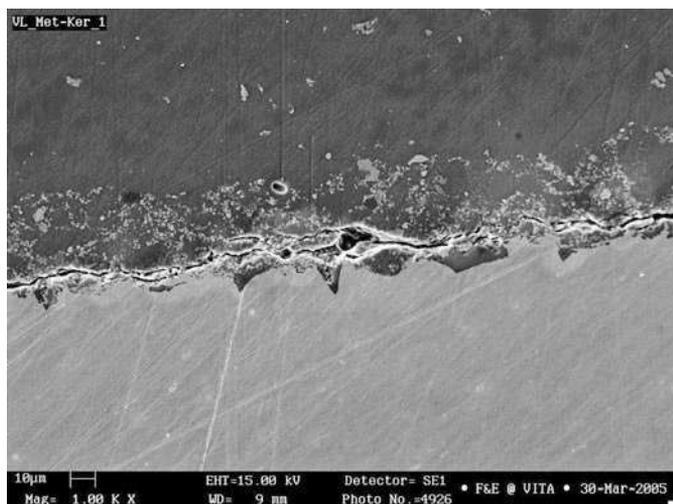


Fig. 7. El recorrido de la fisura en la unión al metal.

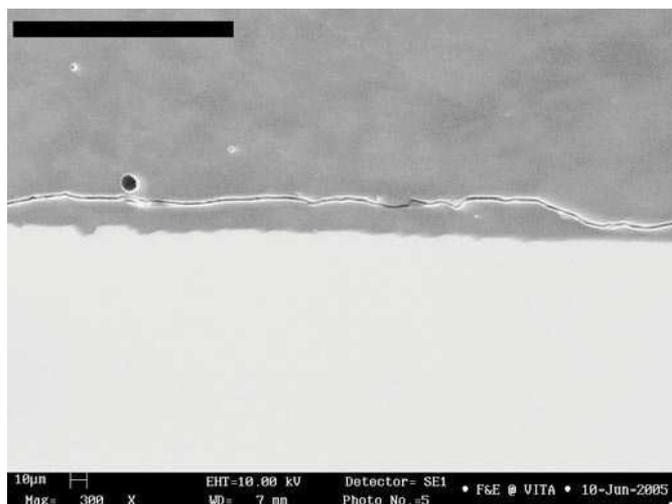


Fig. 8. La fisura discurre por el interior de la cerámica de recubrimiento, mientras que la estructura de dióxido de zirconio permanece intacta.



Fig. 9. La superficie de un recubrimiento tallada mediante un diamante.



Fig. 10. La superficie glaseada de un recubrimiento.

secuencia, es incluso mejor que en la metalocerámica. De hecho, en la metalocerámica es posible separar la estructura y la cerámica de recubrimiento, por ejemplo mediante el ensayo de Schwickerath (ISO 9693). Este método de ensayo no funciona en la cerámica sin metal, pese a que constituye el objeto de algunos estudios. La trayectoria de la fisura discurre únicamente en la cerámica de recubrimiento, de manera que si bien es posible medir las tensiones existentes en su interior, no puede medirse la unión²³.

En la figura 7, el recorrido de la fisura «baila» prácticamente sobre la superficie chorreada del metal, y sólo la cerámica de recubrimiento que se encuentra en las zonas retentivas permanece adherida a la aleación. La figura 8 muestra, en cambio, el recorrido de la fisura tan sólo en la cerámica de recubrimiento, mientras que el dióxido de zirconio subyacente queda intacto.



Fig. 11. El trabajo terminado, colocado y fotografiado por el Dr. Iñaki Gamborena, San Sebastián.

Según afirmaciones comúnmente aceptadas, existiría incluso una unión química mediante enlaces por puente de oxígeno entre el metal y la cerámica de recubrimiento. Pese a ello, mediante métodos de ensayo se pueden separar entre sí ambas capas, cosa que no es posible en el caso de la cerámica sin metal con estructura de dióxido de zirconio, aunque rara vez se hable de un proceso químico a este respecto.

Inserción de la prótesis dental

Una vez confeccionada la restauración dental en el laboratorio protésico, el odontólogo comprueba la oclusión definitiva directamente en boca del paciente. En la mayoría de los casos, se llevan a cabo todavía pequeñas correcciones mediante fresas abrasivas en la superficie de la cerámica de recubrimiento, a fin de eliminar zonas de contacto. Sin embargo, el rectificado en boca mediante estas fresas abrasivas supone la rugosificación de la superficie lista y brillante de la cerámica de recubrimiento (fig. 10). En caso de que no se eliminen posteriormente estas rugosidades (fig. 9) mediante una cocción de glaseado o un pulido, aparecen varios posibles desencadenantes de fisuras en la superficie de la cerámica de recubrimiento. Cada tallado deja tras de sí bordes afilados y huellas (fig. 9), lo cual se traduce en un mayor riesgo de fractura. En consecuencia, tras el proceso de optimización de la oclusión el odontólogo debería someter esta zona a una nueva cocción de glaseado o como mínimo pulirla⁹.

Conclusión

La restauración dental con estructuras de dióxido de zirconio puede funcionar perfectamente y no tiene por qué registrar un mayor índice de fracaso que la prótesis dental metalosoportada. Sin embargo, para ello es preciso adaptar los hábitos de mecanización y procesamiento a este material para estructuras.

En este contexto, el eslogan «Think Ceramic» (P. Pospiech) abarca de hecho todas las eventualidades. Así, el odontólogo debería otorgar especial valor a la preparación adaptada a la cerámica sin metal y a la posterior inserción con ajuste de la oclusión.

Los protésicos dentales deberían procurar que la forma de la estructura preste apoyo anatómico y, como mínimo en el último paso del recubrimiento cerámico, dejar que el trabajo se enfríe lentamente hasta situarse por debajo de la temperatura de transición

PUESTA AL DÍA

DIÓXIDO DE ZIRCONIO

vítrea. De este modo puede lograrse un resultado duradero con estructuras de dióxido de zirconio.

Ya se ha demostrado en varias ocasiones que la restauración dental con estructuras de dióxido de zirconio alcanza mejores resultados estéticos que la restauración dental metalosoportada. Sirva como ejemplo el caso, mostrado en la figura 11, de una denominada restauración «Full-Arch» del Dr. Iñaki Gamborena de San Sebastián. En este caso no sólo funcionó perfectamente la comunicación entre el odontólogo y el protésico dental, sino que se demostró que actualmente ni tan siquiera la distancia entre Bélgica (donde se ubica el laboratorio de los hermanos Rutten) y España supone un obstáculo para la estética y la funcionalidad de una restauración.

1. Bär G. Der Werkstoff, der alles möglich macht? Kritische Betrachtungen zu Zirkondioxid und dem Verblenden metallfreier Gerüste. *Zahntech Magazin* 2007;11,3:90-96.
2. Cales B, Stefani Y, Lilley E. Long-term in vivo and in vitro aging of a zirconia ceramic used in orthopaedy. *J Biomed Mater Res* 1994;28:619-624.
3. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN (1989). Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 1989;23:45-61.
4. Coldea A, Stephan M, Tholey MJ, Thiel N. Untersuchung des Einflusses verschiedener Keramikschleifersysteme auf Zirkoniumdioxid. *Quintessenz Zahntech* 2009;35:470-483.
5. Degudent. Richtig gerechnet statt mutig geraten bringt Verblendung von Zirkondioxidgerüsten auf Metallkeramikniveau. *DZW* 2009, Sonderdruck der Ausgabe 10/09 vom 04.03.2009.
6. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT (1975). Ceramic steel? *Nature* 1975;258:703-704.
7. Garvie RC, Urbani C, Kennedy D, McNeuer (1984). Biocompatibility of magnesia partially stabilized zirconia ceramics. *J Mater Sci* 1984;19:3224-3228.
8. Hannouche D, Hamadouche M, Nizard R, Bizot P, Meunier A, Sedel L. Ceramics in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res* 2005;430:62-71.
9. Kern M, Pospiech P, Mehl A, Frankenberger R, Reiss B, Wiedhahn K, Kunzelmann KH. Vollkeramik auf einen Blick. Ettlingen: Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V., 2008.
10. Kerschbaum T, Faber F J, Noll F J, Keiner M, Hürther W, Schumacher S, Keller E. Komplikationen von Cercon-Restaurationen in den ersten 5 Jahren. *Dtsch Zahnärztl Z* 2009;2:81-89.
11. Lenz J, Thies M, Schweizerhof, K. Wärmespannungen in metallkeramischen Kronen: Brennen in Schichten. *Teamwork Interdis J Proth* 2001;4:416-433.
12. Lenz J, Thies M, Schweizerhof K, Rong Q. Thermal stresses in ceramometallic crowns: firing in layers. *Chin J Dent Res* 2002;5:5-24.
13. Luthardt R, Rudolph H, Quaas S, Holzhüter M, Walter M. Beeinflussung der mechanischen Eigenschaften von Zirkondioxid-Keramik bei simulierter Kronenfertigung [The Influence of Simulated Crown Manufacturing on the Mechanical Properties of Zirconia Ceramics]. *Biomater* 2004;5:81.
14. Luthardt RG, Musil R. Hochleistungskeramik und CAD/CAM-Technologie in der Zahnmedizin: Zur Frage der dentaltechnologischen Bearbeitbarkeit von Zirkondioxid-Keramik. *Swiss Dent* 1996;11:37-41.
15. Luthardt RG, Musil R. Das Precident-DCS-System für Kronen und Brücken, CAD/CAM-gefertigter Zahnersatz aus Titan und Zirkonoxid. *Phillip J* 1996;13:217-225.
16. Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia-TZP and Alumina – Advanced Technologies for the Manufacturing of Single Crowns. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 1999;7:113-119.
17. Luthardt RG, Holzhueter M, Sandkuhl O et al. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res* 2002;81:487-491.
18. Luthardt RG, Johannes M, Sankkuhl O, Quaas S, Lemcke J, Rudolph H. CAD/CAM-Manufacturing of FPDs of Alumina and Zirconia by Direct Shaping. *J Dent Res* 2005;84, abstract 1337 (Special Issue A).
19. Maccauro G, Piconi C, Burger W et al. Fracture of a Y-TZP ceramic femoral head. Analysis of a fault. *J Bone Joint Surg Br* 2004;86:1192-1196.
20. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomater* 1999;20:1-25.
21. Sailer I, Lüthy H, Feher A, Schuhmacher M, Schärer P, Hämmerle CHF. 3-year Clinical Results of Zirconia Posterior Fixed Partial Dentures Made by Direct Ceramic Machining (DCM). Sweden, Grottenburg: IADR 81st General Session in Goteborg, 2003.

Bibliografía

22. Tholey MJ, Thiel N, Schindler S, Rues S, Lenz J. Temperaturgradienten in Kronen mit Gerüsten aus Zirkoniumdioxid (Y-TZP). Quintessenz Zahntech 2010;36:1184-1198.
23. Tholey MJ, Swain MV, Thiel N. SEM observations of porcelain YTZP interface. Dent Mater 2009;25:857-862.
24. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann. Fracture Resistance of Lithium Disilicate-, Alumina-, and Zirconia-Based Three-Unit Fixed Partial Dentures: A Laboratory Study. Int J Prosthodont 2001;14:231-238.
25. Tinschert J, Natt G, Latzke P, Schulze K, Heussen N, Spiekermann H. Vollkeramische Brücken aus DC-Zikon – Ein klinisches Konzept mit Erfolg? Dtsch Zahnärztl Z 2005;60:435-445.

Correspondencia Dipl.-Ing. (FH) Michael Tholey, Vita Zahnfabrik
Spitalgasse 3, 79713 Bad Säckingen, Alemania
Correo electrónico: m.tholey@vita-zahnfabrik.com

Luc und Patric Rutten, Dental Team BVBA
Neerstraat 167, 3980 Tessenderlo, Bélgica
Correo electrónico: dental.team@scarlet.be