

Revista de la Asociación Dental Mexicana

Volumen
Volume **59**

Número
Number **1**

Enero-Febrero
January-February **2002**

Artículo:

Coronas y prótesis fijas de In-Ceram zirconia

Derechos reservados, Copyright © 2002:
Asociación Dental Mexicana, AC

Otras secciones de este sitio:

- ☞ Índice de este número
- ☞ Más revistas
- ☞ Búsqueda

Others sections in this web site:

- ☞ *Contents of this number*
- ☞ *More journals*
- ☞ *Search*



Medigraphic.com

Coronas y prótesis fijas de In-Ceram^B zirconia

Dr. José de Jesús Cedillo
Valencia*

* Comisión Permanente de Materiales Dentales, ADM. (1999-2000). Práctica privada Ciudad Juárez, Chihuahua.

Resumen

Cada día va en aumento la demanda de restauraciones libres de metal, por lo cual han proliferado varias alternativas de cerámica. En el consultorio, los pacientes piden cada vez más restauraciones estéticas, sobre todo que no tengan márgenes oscuros por el metal. La única opción que se tenía era el Empress 2^A, pero su limitante es que únicamente se puede restaurar hasta premolares como prótesis fija. Este sistema de cerámica de zirconia es una opción para prótesis fijas, incluyendo coronas de molares, coronas individuales y estructuras de implantes.

Palabras clave: Coronas, prótesis fijas, zirconia.

Abstract

Metal free restorations have increased in demand from patients every day. Today there are several alternatives available. Actually, patients ask for a better esthetic, they don't accept a blue/dark margin anymore. The only available option was Empress 2, but this system is limited to anterior restorations, maybe to first bicuspid, with this new ceramic zirconia system (In-Ceram) we are able to do single crowns, implant structures and even posterior as well as anterior bridges without any metal substructure.

Key words: *Crowns, implant structures, zirconia.*

Ha entrado al mercado dental una zirconia nueva con un material de cerámica de alúmina recientemente para su uso en prótesis fijas posteriores de tres unidades y en coronas individuales. Este artículo presenta este material nuevo y discute sus propiedades físicas, también la técnica especial de preparación y casos clínicos.

Características

El material original consistió de 99.9% alúmina, que fue sinterizada 1,100°C y después infiltrada con un vidrio de lantano. El compuesto de Fase Interpenetracional Final, se compuso de 85% de alúmina con 15% de vidrio. Se determinó subsecuentemente que la adición de 35% óxido de zirconio parcialmente estabilizado, aumentó las propiedades físicas (Ej.: fuerza flexural, resistencia a la fractura y propiedades de resistencia-fatiga) del material.^{1,2} Mientras

que el rango de fuerza flexural de este material fue de 600 a 800 MPa,^{1,3} no se ha establecido ninguna correlación directa entre la fuerza flexural y el desempeño clínico. La resistencia a la fractura de este sistema de cerámica (In-Ceram zirconia^B), cuyo rango fue de 6 MPam^{1/2} a 8 MPam^{1/2} en un reporte reciente,¹ es significativamente más alto que cualquier material de cerámica previamente documentado. La resistencia a fracturas es una medida de la habilidad de un material para resistir el crecimiento de las grietas. Ya que las restauraciones están sujetas a millones de cargas subcríticas (Ej.: fatiga cíclica) a través de la masticación, los materiales con más alta resistencia a fracturas son más ideales para uso clínico. Los factores tal como corrosión por tensión (crecimiento de grietas asistido químicamente) y fallas de material residual también afectan la fuerza final de un material acabado.²⁻⁴

El incremento en propiedades físicas se puede atribuir parcialmente a un proceso denominado transformación de la fase.⁵ La zirconia parcialmente estabilizada existe en una configuración de cristal tetragonal. Cuando se

^AEmpress 2 (Ivoclar-Vivadent, Lichtenstain).

^BIn-Ceram (Vident, Brea, Ca).

aplica una fuente de energía externa a la zirconia, como en acabado mecánico, el material de zirconia experimenta una transformación de fase a una configuración de cristal diferente (monoclínico). La forma monoclínica de cristal es de 3 a 5% más grande que el cristal tetragonal. En las regiones donde existen fallas microscópicas en el material, tal como en materiales completamente de cerámica, la transformación de fase tiene el potencial para restaurar grietas microscópicas sellándolas con el volumen adicional de cristal monoclínico. También se minimiza el potencial de propagación de grietas por la transformación de fase, que absorbe en parte las tensiones generadas por una fuente aplicada externamente.

Consideraciones de diseño del armazón

Restauraciones de coronas individuales:

De acuerdo a Mc Lean,⁶ las fuerzas flexurales en porcelanas convencionales y materiales cerámicos prensables (150 MPa) son inadecuados para restauraciones posteriores de coronas. El rango de las fuerzas flexurales que van desde 300 a 600 MPa se han reportado para sistemas de vidrio-cerámica de alúmina. La cerámica de zirconia, con una fuerza flexural significativamente más alta, de aproximadamente 600 a 800 MPa, parece ser indicada para restauraciones posteriores de un solo diente y prótesis fijas de tres unidades. Estos materiales no se usan solamente como núcleo, se recubren con un material de cerámica de baja fuerza para lograr el resultado estético definitivo. Mientras que los estudios de fuerza flexural sobre la variación del material recubrimiento y un núcleo de In-Ceram^B han demostrado la importancia del diseño del armazón del núcleo en la región posterior,^{2,7} todavía no se ha llevado a cabo una investigación similar sobre los materiales de zirconia.

Aunque el fabricante reporta que se pueden rebajar las dimensiones del núcleo de zirconia hasta 0.5 mm, puede ser aconsejable engrosar el núcleo en las áreas expuestas a mayor tensión (Ej.: aspectos faciales) de dientes posteriores, pueden adelgazarse a 0.5 mm cuando las áreas oclusales y palatinas son más espesas a 0.7 mm. El armazón debe tener idealmente un cuello lingual y proximal (1 mm de espesor, 2 mm de altura) para fuerza y soporte de la porcelana (*Figura 1*). Para dientes anteriores se pueden cortar las dimensiones del núcleo a 0.3 mm en los aspectos faciales, si el espesor del borde interproximal, palatal e incisal queda 0.7 mm y si está presente un cuello de 1 mm en lingual (*Figura 2*).

Restauraciones de prótesis fijas

Es importante notar que todavía no hay suficientes datos clínicos publicados que apoyen el uso de cualquier mate-



Figura 1. Preparación de diente posterior para In-Ceram^B. Grosor del núcleo de zirconia en molares.



Figura 2. Preparación de diente anterior para In-Ceram^B. Grosor del núcleo de zirconia en anteriores.

rial completamente de cerámica para aplicaciones posteriores en prótesis fijas, aunque los datos iniciales sobre la fuerza y las primeras pruebas clínicas parecen prometedoras. Es esencial usar cerámica de zirconia solamente donde se puedan mantener dimensiones ideales para el diseño del armazón, y donde se determine que no se aplicarán fuerzas excesivas a la prótesis. Los conectores para el armazón deben ser oclusogingivalmente de un mínimo de 4 mm e idealmente 5 mm, si se reemplaza un primer molar. Las dimensiones bucolinguales del conector deben ser 4 mm en la región del molar y 3 mm en la región premolar, para dar margen a la fuerza adecuada. El ángulo de la línea axio-oclusal, en el área del conector debe tener un espesor mínimo de 1 mm, el aspecto oclusal y palatino debe ser 0.7 mm de espesor con un aspecto facial de 0.5 mm (*Figura 3*). El ángulo de la línea axio-oclusal también debe ser "abultado" con un diseño de preparación modificado que establece mayor espacio en esta área. Para permitir que se coloque un armazón más espeso, se puede preparar una caja adyacente al espacio desdentado en ambos pilares (*Figura 4*).

Otra preocupación sobre materiales de cerámica, usados para prótesis fijas, es el diseño de la porcelana de recubrimiento en capas alrededor del área del conector. Un análisis de las prótesis laminadas de alúmina In-Ce-

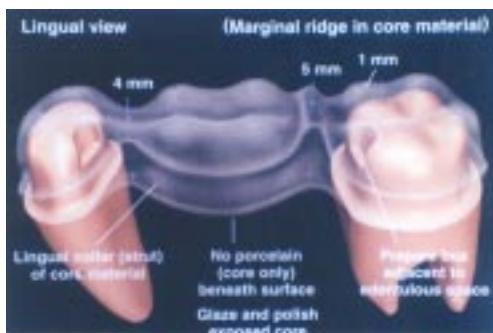


Figura 3. Grosor del núcleo de zirconia en conectores.

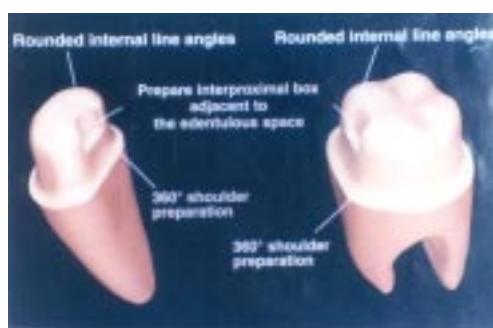


Figura 4. Preparación para prótesis fijas.

ram⁸ recubiertos con porcelana demostró claramente que la colocación de la porcelana en la superficie de tensión significativamente debilitó la prótesis.^{8,9} Las prótesis laminadas que dejaron alúmina In-Ceram⁸ en la superficie de tensión y porcelana en la superficie compresiva tuvieron un mínimo efecto en la fuerza. Debido al alto contenido de alúmina en el material In-Ceram⁸ de zirconia, puede esperarse un comportamiento semejante. Por consiguiente, no se debe poner ninguna porcelana en la superficie subyacente (de tensión) al área del conector en los armazones gingivales (Figura 5). No se deben cubrir los armazones linguales con porcelana, porque este es-

pacio es necesario para el material del núcleo para lograr dimensiones apropiadas del armazón. Las áreas del núcleo expuestas se deben glasear y pulir después de la aplicación de porcelana. El glaseado y pulido de la cerámica de alúmina ha demostrado un incremento significante en fuerza flexural,⁸ y puede anticiparse este efecto con el material de zirconia. Los estribos móviles no deben considerarse para prótesis fijas In-Ceram⁸ de zirconia, ya que éstos concentrarán tensión en las áreas del conector y causarán un fracaso prematuro. A menos que se puedan lograr estos requerimientos, se indica una restauración de metal y cerámica.

Consideraciones clínicas

Debido a las características de fuerza, las coronas posteriores de una unidad pueden parecer ser la indicación ideal para este tipo de restauración y deben seguir pautas aceptables para su preparación y cementación de restauraciones de alúmina In-Ceram^{8,10,11} Se debe considerar un plan de tratamiento para prótesis fijas posteriores de 3 unidades, con cerámica de zirconia solamente en situaciones donde se puedan obtener dimensiones óptimas del armazón, como se describió previamente. La evaluación de los moldes preoperatorios pueden determinarse si son posibles las dimensiones adecuadas para el conector del armazón (Figura 6). Si los parámetros de diseño mencionados anteriormente se satisfacen es posible el reemplazo del primer molar con prótesis fija. Un plan de tratamiento para prótesis fijas posteriores de cerámica debe considerarse solamente si el paciente tiene una alergia al metal con el completo entendimiento del paciente que todavía no existen datos clínicos a largo plazo para este material.

Protocolo de preparación

Esto es muy importante. Aunque las preparaciones para la corona de cerámica de zirconia y para el retenedor requieren de corona de cerámica de zirconia y para



Figura 5. Armazón gingival de zirconia.



Figura 6. Evaluación para el diseño.

el retenedor requieren de una reducción axial mínima de 1 mm. Se aconseja una reducción de 1.5 mm para regiones estéticas. También es ideal una preparación de 360°, con 1 mm de espesor. Los márgenes delgados o biselados no se pueden reproducir fácilmente en cerámica, y la fidelidad marginal se puede lograr utilizando una terminación de hombro.¹⁻³ Es necesaria una reducción mínima oclusal de 1.5 mm, aunque 2 mm es generalmente más ideal (*Figura 7*).

Como se mencionó anteriormente, es necesario preparar una caja proximal en las preparaciones adyacentes al espacio desdentado para permitir la base del arzón, al ángulo de la línea axio-oclusal. Se debe redondear la línea interna y los ángulos punta para minimizar la concentración de la tensión, que podría dar por resultado la fractura. Una vez que se completan las preparaciones, se deben tomar impresiones exactas y detalladas para facilitar la fabricación de la corona de las restauraciones.

Cementación

Debido a la fuerza inherente de la cerámica de zirconia, se pueden usar cementos convencionales. Aunque los cementos de ionómero de vidrio tienen una buena aplicación clínica,¹² pero sus propiedades físicas son sumamente sensibles a las proporciones de polvo y líquido donde aún alteraciones diminutas podrían afectar su desempeño clínico. Los cementos de ionómero de vidrio son susceptibles a ataques tempranos de humedad que requieren que el clínico ejecute un control estricto de saliva hasta que el cemento es completamente endurecido y por lo tanto se recomiendan las formas encapsuladas de cemento de ionómero de vidrio. Debido a la alta incidencia de microdispersión y manchas en los márgenes, se ha discontinuado el uso del cemento de fosfato de zinc. Los cementos de policarboxilato, debido a sus propiedades físicas, son inadecuados por propósitos de cementación y no se ha reportado informa-

ción para apoyar su uso. Recientemente se ha reportado que los compómeros causan agrietamiento en las coronas de cerámica después de la cementación.¹³ Las altas cantidades de HEMA -que se expanden significativamente al exponerse a la humedad- está presente en estos productos y se cree que es la causa de este agrietamiento.

La habilidad de grabar con ácidos y unir adhesivamente las cerámicas convencionales ha aumentado significativamente su predictibilidad clínica. El ácido fluorhídrico disuelve la matriz vítreo, que resulta en subcortes microscópicos alrededor de los cristales de leucita. Se usan resinas de baja viscosidad que llenan estas áreas retentivas para establecer una fuerte unión micromecánica. También se ha determinado que, con tratamiento específico de la superficie y combinaciones de resina, tanto en alúmina In-Ceram^B como el Spinell tienen fuerzas de adhesión transparente comparable a la porcelana grabada convencionalmente.¹⁴ El protocolo de tratamiento de la superficie para la unión del adhesivo con estos materiales de cerámicas requirió abrasión por aire de la superficie interna del núcleo con partículas de óxido de aluminio de 50 µm a 50 libras de presión durante 10 segundos. Se puede teorizar que, debido al alto contenido de alúmina de material de zirconia, el protocolo de tratamiento de superficie idéntico obtendría fuerza de la adhesión aumentada. Clínicamente, es necesario usar un agente de unión de dentina en el diente para minimizar la sensibilidad posoperatoria. Una vez colocada la corona en el diente preparado, se quita el exceso de cemento y se pone gel, para inhibir el oxígeno, para facilitar el secado del cemento de resina de autocurado.

Consideraciones ópticas

Aunque ciertos cementos convencionales parecen tener suficiente fuerza para su uso, la naturaleza relativamente opaca de estos cementos puede afectar negativamente el resultado final óptico de la restauración. La razón principal para usar estas restauraciones es para igualar la translucencia y valor a la dentición natural. Si se usara cerámica de zirconia para coronas anteriores o prótesis fijas, es necesario una máxima translucencia, por lo tanto se indican cementos de resina translúcida.

Conclusión

La cerámica de zirconia presentada en este artículo tiene el potencial de expandir el uso de prótesis fijas estéticas en el segmento posterior. La planeación de tratamiento para cualquier material de restauración involucra una cuidadosa consideración de varios criterios importantes



Figura 7. Requerimientos para la preparación.

que incluyen fuerzas físicas y químicas. Se deben considerar diferentes requerimientos para materiales que se colocan, lo cual se complica por la naturaleza del sustrato de cementación. Por consiguiente, los clínicos deben poseer una comprensión básica de los elementos estructurales de un material y sus propiedades concomitantes físicas. Con este conocimiento y una idea de las fuerzas a las que se sujetará, se puede predecir el desempeño de un material de mayor exactitud. A diferencia de varios sistemas completamente de cerámica alternos, las propiedades mecánicas de una cerámica de zirconia parecen ser adecuadas para las restauraciones posteriores, tanto de una corona posterior, como de una prótesis fija de 3 unidades. Como con cualquier sistema completamente cerámico, el diseño del armazón apropiado y la eliminación de fallas en el proceso también son críticos.

El grabado ácido y cementación adhesiva de restauraciones convencionales y de cerámica de leucita es lo más importante para su éxito clínico a largo plazo, la cerámica de zirconia puede ser aglutinada con cementos convencionales. Las fuerzas de adhesión que son similares a la porcelana grabada, se pueden obtener por el raspado con aire de las coronas de alúmina o de Spinell y usando los cementos de resina translúcida.

Mientras que este nuevo sistema cerámico ha demostrado resultados favorables iniciales, se deben ejecutar estudios adicionales longitudinales para verificar su eficacia a largo plazo.

Con la zirconia también se pueden colocar estructuras para implantes, con excelente dureza en cuanto a Mpa se refiere y su excelente estética (*Figura 8*).

En lo personal tengo la experiencia de probar clínicamente este sistema por 13 meses, lo cual tiene el primer caso que realicé (*Figuras 9, 10, 11 y 12*). Me ha dado la confianza de seguir usando este sistema en casos donde se requiera de no colocar este tipo de prótesis sin estructuras internas de metal. Siempre nos debemos de apagar a la técnica muy rigurosa de preparación sobre todo en prótesis fijas posteriores.



Figura 8. Estructura de zirconia en implantes.



Figura 9. Prótesis posterior de 3 unidades. Vista preoperatoria.



Figura 10. Vista lateral. Vista preoperatoria.



Figura 11. Vista oclusal de prótesis en In-Ceram®. Caso terminado.



Figura 12. Adecuado ajuste y estética. Caso terminado.

Bibliografía

1. Vita product report In Ceram.
2. Sorensen JA, Mito Wt, Chamberlain TH. Core ceramic flexure strength from water storage and reduced thickness. *J Dent Res in Press*.
3. Giordano RA. Dental. Ceramic restorative system. Compend Cont. *Educ Dent* 1996; 17(8): 779-794.
4. Obyama T, Yoshinori M, Oda Y. Effects of cyclic loading on the strength of all ceramic materials. *Int J Prosthodont* 1999; 12(1): 28-37.
5. Lawn B. *Fracture of brittle solid*. 2nd. Ed. Cambridge, England: Cambridge University Press, 1993: 221-230.
6. McLean JW, Kedge MI. High-strength ceramics. *Quint Int* 1987; 18: 97-104.
7. McLean JW. New dental ceramics and esthetics. *J Esthet Dent* 1995; 7: 141-149.
8. McLaren EA, Sorensen JA. Flexural strength of ceramic materials with different surface treatments. *J Dent Res* 1997; 76(Abstract No. 3031): 392.
9. White SN, Caputo AA, Vicjak FM, Seghi RR. Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dent Mater* 1994; 10(1): 52-58.
10. Sorensen JA, Torres TJ, Kong SK et al. Marginal fidelity of ceramic crowns with different margin designs. *J Dent Res* 1990; 69(Abstract No. 1365): 279.
11. Probster L, Dieh J. Slip casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. *Quint Int* 1992; 23: 25-31.
12. Mount GJ. Glass-ionomer cements: Past, present and future. *Oper Dent* 1994; 19(3): 82-90.
13. Resin reinforced glass ionomer cements, all-ceram crown fracture. *CRA Newsletter*, 1996; 20: 3.
14. McLaren EA, Sorensen JA. Composite cement to Inceram Spinel shear bond strength. *J Dent Rest* 1995; 74(Abstract No. 170): 422.

Reimpresos:

Dr. José de Jesús Cedillo Valencia
Río Champotón No. 3970
Fracc. Córdova-Américas
y López Mateos CP 32310
Cd. Juárez, Chih. Tel. Fax: 0176566112424
E-mail: dr.cedillo@jz.cablemas.com