



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

“ZIRCONIA” OPCIÓN PARA RESTAURACIÓN PROTÉSICA LIBRE DE METAL.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N A D E N T I S T A

P R E S E N T A:

CARMEN GUADALUPE GÓMEZ LEÓN

TUTOR: C.D. MARÍA DEL ROSARIO GONZÁLEZ QUIREZA

ASESOR: C.D. MÁXIMO ZÁRATE PÉREZ



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

AGRADESCO SINCERAMENTE A:

Dios

Por dejarme terminar un nuevo ciclo en mi vida. Por proporcionarme todo lo bueno y lo malo a lo largo de mi carrera. Porque gracias a todas esas experiencias estoy ideando nuevas decisiones para así llegar a donde él me tenga destinado. Siempre confiaré en Él

Mi familia

Por todo el cariño, confianza y apoyo incondicional que me brindaron en mis decisiones para poder realizar uno de mis anhelos más grandes de mi vida, por todas sus excelentes enseñanzas y valores que me han heredado, porque gracias a ellos he llegado hasta donde estoy en estos momentos.

Mis amigos porque

*Ilusionados a pesar de todo llegamos juntos apoyándonos,
Incondicionalmente en todo instante.
Logrando así, cada uno de nuestros
Objetivos y metas. Y como
Muestra de mi agradecimiento por su
amistad
Brindada a lo largo de este recorrido les
Prometo seguir adelante compartiendo
Risas y lágrimas como lo hicimos en
Diferentes momentos de nuestra
carrera.*

Mis profesores

Por compartir sus conocimientos para mi formación profesional, porque me demostraban que no solo eran profesores si no también amigos en los que podía confiar cualquier duda que tuviera a lo largo de la carrera. Por creer en mí al momento de plasmar una calificación y así pudiera seguir adelante.

Mis pacientes:

Que fueron los que confiaron ciegamente en cada una de mis decisiones para su tratamiento. Por la paciencia, constancia, atención y cooperación brindada a lo largo de mi carrera. Porque ellos me ayudaron a obtener mis primeros conocimientos prácticos para mi formación profesional.

*La Dra. Rosario González y al Dr. Máximo Zárate
por permitir la realización de esta tesina.*

Al Dr. Raúl Díaz Pérez por ser un gran ejemplo y apoyo en estos últimos años de mi carrera.

ÍNDICE

1. Introducción	2
2. Generalidades de la Zirconia.	5
Historia de la Zirconia	5
Propiedades físicas.	7
Propiedades atómicas.	9
3. Origen de la Zirconia.	12
Baddeleyita.	13
Zircón.	13
Zirconio sintético.	14
Óxido de circonio parcialmente estabilizado	16
Itrio	17
Óxido de aluminio.	18
4. Proceso para la obtención del zirconio	20
Bloques fresables	20
Compactado.	20
Presinterizado.	21
Sinterizado.	23
Infiltración.	24
5. Aplicaciones clínicas como restauración protésica del óxido de zirconio.	27
<i>Restauraciones de coronas individuales.</i>	29
<i>Restauraciones de prótesis fijas</i>	30
<i>Indicaciones de uso de la zirconia.</i>	31
<i>Contraindicaciones de uso de la zirconia</i>	31
<i>Ventajas de la zirconia</i>	32
<i>Desventajas de la zirconia</i>	32

6. Comparación con otros materiales	34
Limitaciones que se pueden observar en la zirconia como restauración.	38
CONCLUSIONES	41
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS:	43

“ZIRCONIA”

**OPCIÓN PARA RESTAURACIÓN
PROTÉSICA LIBRE DE METAL.**

2008

CARMEN GUADALUPE GÓMEZ LEÓN

INTRODUCCIÓN.

1

1. Introducción

El aumento de popularidad de todos los materiales cerámicos como una alternativa de mineral-cerámica restauraciones es atribuible a su excelente estética, estabilidad química y biocompatibilidad. Sin embargo, la fragilidad y baja resistencia a la tracción convencionales de vidrio-cerámica sus límites clínicos a largo plazo aplicación en restauraciones. Varios de vidrio-cerámica.¹

El zirconio es un mineral muy antiguo y abundante en la corteza terrestre. De este elemento se obtiene el óxido de zirconia, que al estabilizarse con itrio, genera un material cerámico, el más resistente de todos y esta combinación es una de las que se emplea en odontología.

Desde hace varias décadas se utiliza este material para la realización de componentes en las articulaciones de los huesos, como la reconstrucción de la articulación de cadera. Hace algunos años se introdujo en el campo odontológico como uno de los mejores productos cerámicos presentes en el mercado para reconstrucciones dentales.

Existen estudios que demuestran que la zirconia no produce ningún tipo de alergia al contacto con los tejidos blandos en el ser humano. Numerosos análisis han confirmado que una prótesis de zirconia realizado correctamente, es suficientemente sólido aún después de 50 años. La zirconia a partir de los años '90s, es cada vez más empleada en el campo de la odontotécnica.

El material permite la realización de coronas individuales y prótesis hasta 14 unidades como máximo.

Se puede realizar cualquier tipo de terminación en los muñones, como son: hombro, chaflán y filo de cuchillo. Las prótesis y cofias en zirconia pueden cementarse con cementos de ionómero de vidrio, oxifosfato de zinc o Panavia. Sin la necesidad de un acondicionamiento en la parte interna de la corona o de la cofia.

El acabado de restauraciones de zirconia se hace con fresas de diamante nuevas, las cuales deben trabajar a baja velocidad y se usa un enfriamiento con agua.² ¡Error! Marcador no definido. ¡Error! Marcador no definido.

para la mayoría de las aleaciones alternativas, y sólo del 15% para una aleación con base níquel sin berilio.

Hallazgos consistentes han reportado que otras aleaciones basadas en oro se mantienen intactas al 98% en un periodo de 5 años. El porcentaje más bajo de vida es reportado para la porcelana sobre titanio. (84-87% a los 5 años) ¡Error! Marcador no definido.

La transformación de dureza es el fenómeno por el cual los cristales tetragonales de zirconia llegan a una reorganización reticular, cuando son estresados mecánicamente cambian a la forma monocíclica que se hincha efectivamente, entonces tiende a cicatrizar las grietas de crecimiento y endurecer toda la estructura. La transformación de dureza afecta principalmente las fracturas longitudinales de crecimiento o las fracturas con algunos milímetros de ancho, así la prótesis dental no se beneficia con este fenómeno.

Lamentablemente, las tecnologías de procesamiento no pueden hacer las estructuras de zirconio tan translúcidas como dientes naturales, no

pueden dar una caracterización interna de color o facilitar la coloración acostumbrada sin embargo los núcleos de zirconia o sus estructuras pueden ser coronas Veneer con porcelana estéticamente aceptables.

La baja elasticidad relativa de los módulos de circonio puede tener implicaciones para la distribución extremadamente compleja de las cargas oclusales de las prótesis en vivo. **¡Error! Marcador no definido.**

Actualmente, no existen PPF libres de metal que tenga un pronóstico a largo plazo similar a las alternativas metal-porcelana. Hasta que estudios clínicos a largo plazo (8-10años) prueben una longevidad similar al del metal cerámica y estas restauraciones formen parte de la práctica habitual, deben considerarse experimentales. **¡Error! Marcador no definido.**

¹ Pittayachawan P. McDonald A. Petrie A. Knowles J. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava™ Y-TZP dental ceramic. Dental materials 23 (2007) 1018–1029

² Piconi C. Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. (Review) Biomaterials. 20 (1999) 1-25.

**GENERALIDADES DE LA
ZIRCONIA.**

2

2. Generalidades de la Zirconia.

La Zirconia es uno de los elementos más abundantes en la corteza terrestre, ocupa el lugar 18 en abundancia, es muy reactiva químicamente y sólo se halla en combinación. En la mayor parte de las reacciones se enlaza con oxígeno en preferencia sobre otros elementos, encontrándose en la corteza terrestre sólo como el óxido (ZrO_2) baddeleyita, o como parte de los complejos de óxido, como el circón. Sin embargo de los casi 20 minerales con contenido de circonio, sólo dos tienen importancia comercial:

Circón: Un silicato de circonio (fig.1), es la fuente primaria de suministro.



FIG. 1 SILICATO DE ZIRCONIO

(<http://www.mineralszone.com/minerals/zircon-allied-mineral.html> consultada en octubre del 2008).

Baddeleyita: Un óxido de circonio, es una fuente menor de suministro. ¡Error! Marcador no definido.

Historia de la Zirconia

El elemento fue descubierto en 1789 por el químico alemán Martín Heinrich Klaproth, y aislado como mineral por el químico sueco Jöns Jakob Berzelius en 1824. A finales de la década de los sesenta se inicio el estudio como un biomaterial denominado Policristales Tetragonales de circonio (TZP). Sus

propiedades fueron ideales para la preparación de cabezas esféricas de prótesis de cadera.¹

El nombre del mineral, circonio, proviene del árabe Zargon (en color dorado) que a su vez proviene de la dos palabras persas Zar (Gold) y Gun (Color). En estado puro existe en dos formas: la forma cristalina, un mineral blando, blanco y dúctil; y la forma amorfa, un polvo negro-azulado.^{2,3}

Debido a su elevado punto de fusión y a su baja dilatación térmica, el dióxido de circonio también se utilizó para envolver los elementos del combustible nuclear.⁴

La primera propuesta de utilización de óxido de circonio para efectos médicos se hizo en 1969 en tratamientos ortopédicos, como un nuevo material para la cadera, reemplazó las prótesis de titanio o alúmina.¹

La Zirconia está considerada como uno de los mejores productos cerámicos presentes en el mercado para las reconstrucciones dentales, a partir de los años 90, es cada vez más empleada en el campo de la odontotécnica. Numerosos análisis han confirmado que una prótesis de zirconia realizada correctamente, es suficientemente sólida aún después de 50 años. Los estudios in vitro se realizaron con el fin de obtener información acerca del comportamiento de la zirconia hacia el tejido celular. Fue donde se confirmó que ZrO_2 no es citotóxico.

Este material se coloca en un lugar único entre las cerámicas de óxido debido a sus excelentes propiedades mecánicas. Estas características han llevado a que se efectúe una cantidad considerable de trabajos de investigación que se han llevado a cabo desde el descubrimiento de su

transformación, y de la capacidad de endurecimiento de la zirconia a mediados de los 70's.²

En 1975 el físico británico Ron Garvie publicó en el renombrado diario económico Nature su llamativo trabajo bajo el título "*Zirconia: Ceramic Steel*". Este artículo trata acerca de un modelo para estabilizar la estructura tetragonal del dióxido de zirconio, en virtud de la cual recibió el nombre de "**acero cerámico**". Lo cual logró con un proceso químico en el que añade aproximadamente un 5,5% de óxido de itrio, que ayuda al zirconio a alcanzar valores mecánicos excepcionales y una elevada estabilidad biológica. La resistencia al doblado, la resistencia a la rotura alcanzaron los valores del acero.^{1,3}

Desde su desarrollo en 2001, el procesado cerámico directo de pre-sinterizados (3Y-TZP) ha incrementado su popularidad en Odontología y ahora es ofrecido por un número creciente de fabricantes. En breve, se vislumbra la muerte de los patrones de cera, una restauración amplificada se diseña por un programa de cómputo (CAD) y un bloque pre-sinterizado de cerámica virgen es tallado (Fig.2) por la computadora con ayuda de una máquina fresadora.²



FIG. 2: ZIRCONIA FRESADA (fuente propia tomada en lab esprodent abril 2008)



Propiedades físicas.

El circonio es un mineral blanco grisáceo, brillante, muy resistente a la corrosión y es más ligero que el acero. Cuando está pulverizado puede arder espontáneamente en contacto con el aire (reacciona antes con el nitrógeno que con el oxígeno), especialmente a altas temperaturas (aproximadamente a 500 °C). Es un mineral resistente frente a ácidos, pero se puede disolver con ácido fluorhídrico.

El zirconio se funde cerca de los 2,715 °C. Se estima que su punto de ebullición es a los 4,377 °C, pero ciertas observaciones sugieren que es cerca de los 8,600 °C.³

A presión ambiente, el zirconio puro puede asumir tres formas, que dependen de la temperatura. A temperatura ambiente, hasta los 1,170°C la simetría es monocíclica. La estructura es tetragonal entre 1,170 y 2,370°C, la forma cúbica se observa con temperaturas desde 2,370°C hasta el punto de fusión. La transformación de la fase tetragonal a la fase monocíclica con enfriamiento, es acompañada por un importante incremento en el volumen (~4.5%), suficiente para originar un fracaso. Esta transformación es reversible y empieza aproximadamente a los 950°C con enfriamiento.^{2,iError!}
Marcador no definido..5

Aunque hay muchos tipos de zirconia que usan los sistemas de cerámica, actualmente se dispone sólo de tres, que son:

- a) itrium combinado con policristales tetragonales de zirconia (3Y-TZP)
- b) magnesio parcialmente combinado con zirconio estabilizado (Mg-PSZ).
- c) Zirconia endurecida con alúmina (ZTA).^{2,iError!} **Marcador no definido.**

La Zirconia tetragonal policristales (TZP), es actualmente la combinación más estudiada.¹

La Zirconia tiene propiedades mecánicas similares a las del acero inoxidable. Su resistencia a la tracción puede ser tan alta como 900 a 1200 Megapascales (MPa) y su resistencia a la compresión es de aproximadamente 2000 MPa. Cales encontró que 50 millones de ciclos son necesarios para romper las muestras, pero aplicando una fuerza de más de 90 kiloNewtons (kN) aparece el fallo estructural de las muestras después de sólo 15 ciclos.

Los tratamientos de superficie pueden modificar las propiedades físicas de la zirconia. La exposición a la humedad durante un periodo largo de tiempo puede tener un efecto perjudicial sobre sus propiedades (éste fenómeno se conoce como el envejecimiento de zirconia). Por otra parte, puede reducir la resistencia de la cara oclusal.¹

La Zirconia no tiene un color parecido al del diente, pero también es opaca; esto es una ventaja para el técnico, cuando será cubierto un diente discrómico o un poste metálico, ya que la zirconia oculta este aspecto desfavorable, y si la transparencia es absolutamente necesaria (como para el tercio incisal), se requiere utilizar otros materiales cerámicos tales como la alúmina o el disilicato de litio.^{1,2}

La radiopacidad de la zirconia es muy útil para monitorizar la adaptación marginal por evaluación radiográfica, especialmente cuando existe una preparación subgingival.¹

Propiedades atómicas.

La composición química del zirconio indica que reaccionaría sólo con cualquiera de los no minerales, excepto los gases inertes, a temperaturas comunes. En la práctica, se ha comprobado que el mineral no es reactivo a la temperatura ambiente, porque se forma una capa de óxido invisible en la superficie. Esta capa hace que el mineral sea pasivo, y permanezca indefinidamente con brillo al aire. A temperaturas elevadas es muy reactivo con elementos no metálicos y varios metálicos, también forma compuestos sólidos y en solución.

El zirconio posee un estado de oxidación "4" en casi todos sus compuestos. Las pruebas de manejo del zirconio muestran que no tiene toxicidad, al contacto con sus compuestos, aunque algunas personas son alérgicas a ellos. Esa alergia se manifiesta por la aparición de granulomas no malignos. La inhalación de aspersores que contienen ciertos compuestos y polvos metálicos de zirconio tiene efectos inflamatorios.³

¹ Manicone P. Iommetti P. Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *Journal of dentistry* 35 (2007). 819-826.

² Denry I. Kelly J. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials* 24 (2008) 299-307.

³ <http://www.laboratoriodentalcrespo.com/Informacion%20ZirkonZahn.htm> consultada en septiembre 16 de 2008.

⁴ Kelly J. Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. Dental materials 24 (2008).289-298.

⁵ Hjerpe J. Vallittu P. Fröberg K. Lassila L. Effect of sintering time on biaxial strength of zirconium dioxide. Dental Materials (2008) 1350-1355

ORIGEN DE LA ZIRCONIA.

3

3. Origen de la Zirconia.

El zirconio no se encuentra en la naturaleza en forma libre, pero sí formando parte de numerosos minerales. La principal fuente de circonio se obtiene del circón, que se encuentra en depósitos en Australia, Brasil, India, Rusia y Estados Unidos. También se encuentra en otros minerales, como la baddeleyita.

Las calidades del circón disponibles comercialmente contienen un mínimo de 64-66% de dióxido de circonio (ZrO_2), mientras que la baddeleyita tiene típicamente un mínimo 96-99% ZrO_2 . El fosfato, la arena y los depósitos de grava gruesa tienen el potencial para contener cantidades sustanciales de circón como un subproducto futuro.

El mineral se obtiene principalmente mediante una cloración reductiva a través del denominado proceso de *Kroll*: primero se prepara el cloruro, para después reducirlo con magnesio. En procesos semi-industriales se puede realizar la electrólisis de sales fundidas, obteniéndose el circonio en polvo que puede utilizarse posteriormente en pulvimetalurgia.

Para la obtención del mineral con mayor pureza se sigue el proceso *Van Arkel* basado en la disociación del yoduro de circonio, obteniéndose una esponja de circonio mineral denominada *crystal-bar*. Tanto en este caso, como en el anterior, la esponja obtenida se funde para obtener el bloque.

Baddeleyita.

La fuente principal del baddeleyita mineral se localiza en África del Sur, es el co-derivado de la minería comercial del cobre, uranio y fosfato, pueden encontrarse depósitos menores de Baddeleyita en Rusia y Brasil.

Además de encontrarse en la corteza terrestre se ha detectado en el Sol, meteoritos y en muestras lunares.

Se usa principalmente en la fabricación de abrasivos a base de alúmina-zirconio, pero también para colores cerámicos y refractarios.

El zirconio comercial contiene hafnio y se usa en las industrias de proceso químico debido a su excelente resistencia a la corrosión.

La disponibilidad mundial de Baddeleyita está reduciéndose. ¡Error! Marcador no definido.

Zircón.

El zircón, circón o circónio es un mineral de color variable perteneciente al grupo de los silicatos, se obtiene como subproducto de la minería y procesamiento de metales pesados; titanio, ilmenita (FeTiO_3) y rutilo (TiO_2), así como estaño. El circonio y el hafnio se encuentran en el circón en una relación de 50 a 1 y es muy difícil separarlos.

Es el mineral más antiguo conocido de la tierra. Se formó como primer producto de cristalización de la roca magmática como el granito o de rocas alcalinas como las pegmatitas o syenita.

En las rocas metamorfas el zircón se recristaliza o se cristaliza de nuevo. En los sedimentos se encuentran granos alterados y transportados por los procesos erosivos. El tamaño medio de los granos de zircón es de 100-300 μm , aunque a veces alcanzan varios centímetros, sobre todo en pegmatitas.

La fórmula del zircón puede variar, así se han encontrado casos con un contenido de hasta el 30 % de óxido de hafnio (HfO_2), 12 % de óxido de torio (ThO_2) o 1,5 % de óxido de Uranio (U_3O_8). Estas impurezas son la razón por la que la densidad varía de 4,3 - 4,8 g/ml.

En presencia de irradiación radioactiva la red cristalina del zircón es fácilmente alterada. Estos cristales a menudo muestran un color pardo. Las alteraciones permiten la entrada de agua en el cristal y disminuyen la densidad.

Zirconio sintético.

El zirconio sintético equilibra el suministro mundial, hay una capacidad instalada sustancial para la fabricación de zirconios sintéticos, también hay abundantes suministros del zircón como materia prima.

Durante los años, se han desarrollado varios procesos diferentes para extraer el zirconio de arena de zircón (Fig.3).



FIG. 1. ARENA DE CIRCON.

(<http://www.circonio.net/circonio.htm> consultada septiembre 2008)

Estos procesos son capaces de producir gránulos y polvos de zirconio que van de 75% a 99% en pureza:

- ☞ *El Proceso fundido:* Circón y carbono son calentados en un horno eléctrico de arco a 2000 °C. Aquí el SiO_2 , se reduce a SiO y después de vaporizarse deja atrás el zirconio. Con tratamientos adicionales, un zirconio que contiene $>0.2\%$ SiO_2 puede formarse.
- ☞ *El Proceso alcalino:* El circón está calentado (600-1000°C) con hidróxido de sodio o óxido de calcio (cal) para formar un silicato. Una subsecuente purificación para quitar el silicato, luego un secado o calcinado, producirán el zirconio con purezas de 0.10% SiO_2 .
- ☞ *El Proceso del Plasma:* El circón se alimenta continuamente a través de un reactor del plasma-arco a una temperatura alta (15,000°C), en qué se separa el zirconio (ZrO_2) y sílice (SiO_2). El proceso químico: se usa para quitar el sílice, rindiendo un zirconio en las calidades abajo a 0.10% SiO_2 .
- ☞ *El proceso de precipitación química:* El circón es termoquímicamente disuelto y convertido en una solución. Varios compuestos de circonio pueden precipitarse entonces de esta solución, como hidróxido de circonio. Éstos, a su vez, pueden calcinarse para formar zirconios con niveles de purezas hasta 99.9%.

Es importante tomar en cuenta que cada proceso es único y genera un zirconio único. Como consecuencia, cada zirconio reaccionara diferente en una aplicación dada. Es necesario evaluar los diferentes zirconios para determinar cual es el más apropiado para la aplicación de interés

Óxido de circonio parcialmente estabilizado

El circonio sufre varios cambios cristalográficos al pasar de la temperatura de fusión a la temperatura ambiente: los monoclinicos, tetragonales y fase cúbica.

- 🦷 2,715 °C es el punto de fusión del óxido de circonio.
- 🦷 A 2,706 °C se transforma o cristaliza en la fase cúbica.
- 🦷 A 2,370 °C se transforma o cristaliza en la fase tetragonal.
- 🦷 Desde 1,263 °C hasta temperatura ambiente se mantiene estable la fase monocíclica.

El uso del circonio puro en aplicaciones que requieren altas temperaturas es limitado, debido al cambio volumétrico que éste experimenta durante el enfriamiento asociado a la transformación tetragonal–monocíclica (3-5%) y que provoca la falla del material.

Varios autores han informado de que el recocido a 900 °C para 1h relativamente corto o tratamientos térmicos en la temperatura 900-1000 gama °C 1min para inducir la transformación inversa de monocíclica a tetragonal. Este fenómeno se acompañado por la relajación de la compresión hace hincapié en la superficie y una disminución de la fuerza.¹**Error! Marcador no definido.**

Gracias a la adición de ciertos óxidos metálicos como dopantes, los cuales deben presentar estructuras cristalinas cúbicas del tipo fluorita y alta solubilidad en la zirconia, es posible estabilizar el material en las formas tetragonal y cúbica a temperatura ambiente (evitando así la transformación tetragonal–monocíclica).

Adicionalmente, la zirconia tratada presenta una mejora considerable en sus propiedades mecánicas y de conductividad, lo cual permite que éstas sean explotadas en muchas aplicaciones. Añadiendo óxido de itrio (Y_2O_3) al 5% de peso, esta fase (tetragonal–monocíclica) se estabiliza, y añadiendo óxido de aluminio al 0,2–1%, mejora la resistencia a la corrosión y al envejecimiento del material.

Éste material no ha tenido éxito debido principalmente a la porosidad, asociado con un gran tamaño de grano (30-60 μ) que pueden inducir al desgaste.

El producto final se denomina policristales tetragonales de circonio estabilizados con óxido de itrio combinados con alumina (Y-TZP-A [yttrium oxide stabilized tetragonal zirconio polycrystals doped with alumina]).

Es posible utilizar ventajosamente la capacidad de transformación de la zirconia combinandola con una matriz de alúmina, lo que nos llevara a endurecer la zirconia alúmina (ZTA). ¡Error! Marcador no definido.

Itrio

El itrio es un elemento metálico blanco-plateado es uno de los elementos de transición del sistema periódico, se oxida fácilmente con el aire produciendo el óxido Y_2O_3 .

El itrio se utiliza comercialmente en la industria metálica para aleaciones y como "atrapador" para eliminar oxígeno e impurezas no metálicas de otros minerales. Por las propiedades del mineral y sus sales.

Óxido de aluminio.

El óxido de aluminio es uno de los compuestos más estables que existen, en la naturaleza existe en forma de corindón y de esmeril.

Se emplea como abrasivo, material para crisoles para fundir minerales como hierro, cobalto o níquel. Los cloruros, sulfatos, fosfatos y nitratos no tienen ninguna influencia corrosiva perceptible en el óxido de aluminio sinterizado a temperaturas de hasta 1.000 °C. **¡Error! Marcador no definido.**

**PROCESO PARA LA
OBTENCIÓN DEL
ZIRCONIO**

4

4. Proceso para la obtención del zirconio

Bloques fresables

El punto de partida de la cerámica procesable en el laboratorio es el polvo de cerámica de óxido de circonio parcialmente estabilizado con óxido de itrio y óxido de aluminio, que se compacta en bloques fresables llamados "cuerpos vírgenes" y que a través de una sinterización parcial se origina el bloque con un grado de compresión entre el 55% y el 70%. A este proceso de le llama pulvimetalurgia. *¡Error! Marcador no definido.*



Fig. 1. BLOQUES FRESABLES.

(fuente propia tomada en el laboratorio Esprodent abril 2008)

Compactado.

En forma teórica si un polvo se comprime lo suficiente, alcanzará el 100% de la densidad y resistencia del mineral padre (zirconio), cuando menos al ser sinterizado.

El polvo suelto se comprime mediante prensas mecánicas o hidráulicas en una matriz, resultando una forma que se conoce como pieza virgen o compactado crudo, para obtener un compacto con mayor densidad se emplean prensas de doble émbolo.

El método más utilizado para la compactación de piezas cerámicas es el *Prensado isostático en frío*. Es un método de compactación que se realiza encerrando herméticamente el polvo en moldes elásticos típicamente de goma, látex o PVC, aplicándoles presión hidrostática mediante un fluido que puede ser agua o aceite.

Las piezas vírgenes obtenidas por este sistema tienen propiedades uniformes e isotropas. Una de las principales ventajas de este método de compactación es la alta relación longitud/diámetro que puede obtenerse en las piezas.

Presinterizado.

El presinterizado consiste en el calentamiento en horno con atmósfera controlada. Refuerza los enlaces entre las partículas, esto ocurre debido a que los átomos de las partículas en contacto se entremezclan, los constituyentes del compacto pueden fundirse o no. En compuestos de dos o más minerales diferentes, formando fases intermedias en los puntos de liga de las partículas.

En general, los hornos son continuos con tres cámaras:

-  En la *cámara de purga* se consume el aire y se volatilizan los lubricantes y aglutinantes al tiempo que se calienta lentamente el compactado.
-  En la *cámara de alta temperatura* se produce la unión de las partículas de compactado por difusión en estado sólido.
-  En la cámara de enfriamiento se hace descender la temperatura del producto ya sinterizado.

En todo el proceso, es fundamental mantener una atmósfera controlada para evitar la rápida oxidación de las pequeñas partículas al elevarse las temperaturas en presencia de oxígeno. Para ello, se emplean atmósferas reductoras basadas en hidrógeno, amoníaco disociado y nitrógeno.

La preparación térmica de sinterización de los bloques afecta la dureza y el tallado. Estas dos características son opuestas, se necesita una dureza adecuada para el manejo de los bloques de zirconia, pero si la dureza es demasiada, el tallado puede ser deficiente. La temperatura del pre-sinterizado también afecta el acabado del bloque. Las temperaturas de pre-sinterización más elevadas nos conducen a superficies ásperas. La elección de una temperatura apropiada de pre-sinterización es crítica ^{¡Error! Marcador no definido.}

Las estructuras de la prótesis a realizar, se fresan en el laboratorio a partir de estos bloques presinterizados.

En todos los sistemas existentes ya sean tecnología CAD/CAM o fresados manuales, al finalizar el tallado, las estructuras deben tener un tamaño aproximado del 20% mayor al que deberían de tener sobre el

modelo, esto es porque al momento de realizar el sinterizado la estructura se contrae y reduce su tamaño.

Afortunadamente este no es motivo de falla en el ajuste, ya que el fresado y la contracción están perfectamente coordinados por los fabricantes debido a la adición de un código de barras impreso sobre los bloques, que indican a la unidad fresadora, cual es la casa comercial, la contracción, velocidad de fresado, etc.

Sinterizado.

La sinterización es para que el material alcance su máxima dureza, ya que en forma de bloque su dureza es parecida a la de un gis. Con el sinterizado, las áreas ligadas crecen y el material llena los espacios vacíos entre las partículas.

Las temperaturas de sinterizado y el tiempo influyen poderosamente en el tamaño de grano. Chevalier también demostró que la cantidad de la fase cúbica en 3Y-TZP aumenta cuando la temperatura de sinterización alcanza los 1500 °C durante 5 horas. La presencia de grandes granos cúbicos es perjudicial para la resistencia de la cerámica envejecida a baja temperatura. ¡Error! Marcador no definido..

La sinterización inicial tiene lugar a 1100°C durante 2 horas, antes de que los poros cerámicos del composite sean infiltrados con vidrio. La fase vítrea representa aproximadamente el 23% del producto final. ¡Error! Marcador no definido.

Se ha comprobado que la difusión y el movimiento de los átomos en las superficies de las partículas son las actividades principales en las etapas iniciales del sinterizado. La tensión superficial es la fuerza que impulsa a reducir el área de la superficie, redondeando y suavizando las irregularidades superficiales. ¡Error! Marcador no definido.

La sinterización se realiza de acuerdo a las instrucciones de fabricante del bloque, generalmente se realiza en una unidad de sinterizado del mismo fabricante. ¡Error! Marcador no definido.

Las condiciones del sinterizado tienen un importante impacto en las propiedades mecánicas del producto final; esto dicta el tamaño del grano. Altas temperaturas y demasiado tiempo de sinterizado nos llevan a obtener granos de gran tamaño y más tarde la fase de estabilidad 3Y-TZP para aplicaciones dentales.

Actualmente se dispone de 3Y-TZP para el tallado suave restauraciones dentales. Utilizando temperaturas de sinterización final entre 1350 y 1550°C, dependiendo del fabricante. ¡Error! Marcador no definido.

La variación del tiempo de sinterización de 1.6h a 3.0h no influye sobre las propiedades mecánicas de la zirconia Y-TZP. ¡Error! Marcador no definido.

Infiltración.

La infiltración consiste en reforzar el producto y hacerlo más denso, esta se realiza colocando cerámica de vidrio y cociéndola dentro del horno de cerámica.

El vidrio se funde y la estructura de zirconio la absorbe llenando los espacios que hay entre las partículas, además el vidrio le da el color deseado a la estructura.

En todo material cerámico incluyendo el zirconio hay microfisuras ocasionadas durante la fabricación, formadas durante el procesamiento en el laboratorio dental, o como consecuencia de la carga cíclica de la presión de masticación.

En el medio húmedo de la boca, el crecimiento de las fisuras se acelera, porque las tensiones oclusales precipitan el mecanismo de corrosión de las fisuras.

En el zirconio estabilizado con itrio, las tensiones oclusales del extremo de la fisura causan expansión del zirconio que pasa de la estructura cristalina tetragonal (menos voluminosa) a la fase cristalina monocíclica, lo que se traduce en un aumento de volumen mayor al 3%.^{¡Error! Marcador no definido.}

**APLICACIONES CLÍNICAS COMO
RESTAURACIÓN PROTÉSICA
DEL ÓXIDO DE ZIRCONIO.**

5

5. Aplicaciones clínicas como restauración protésica del óxido de zirconio.

Las preparaciones para prótesis parcial fijas (PPF) son regidas por principios biológicos y mecánicos que interfieren directamente con el estado de salud bucal y con la durabilidad del trabajo protésico rehabilitador.¹

Los tres objetivos fundamentales de una prótesis dental, de acuerdo con Wild son:

-  La restauración de la masticación.
-  Devolver la fonética.
-  Restablecer la parte estética perdida.

Un cuarto objetivo, el cual está claramente implícito, es la prevención de una destrucción futura del sistema estomatognático. Aunque los dos primeros objetivos son considerados extensamente sobre la fundamentación de los criterios básicos, la evaluación estética de una restauración dental depende de la sensibilidad individual del observador.²

El zirconio por sus propiedades, dureza y biocompatibilidad, le da la opción al dentista de trabajar en cirugías con instrumentos no metálicos (fresas de zirconio) evitando cualquier contaminación metálica.

Junto a su resistencia mecánica relativamente alta, y a su buena biocompatibilidad y mecanicabilidad, su color similar al diente, forzó su aplicación como material subgingival.¹**Error! Marcador no definido.**

El éxito a largo plazo de los sistemas totalmente de cerámica debe basarse en métodos bien probados y que hayan superado los ensayos clínicos pertinentes. La resistencia de las coronas totalmente cerámica a la fractura depende de varios factores: soporte adecuado de la preparación, rigidez y diseño de la subestructura, espesor y rigidez adecuados del material de recubrimiento y habilidad del odontólogo y el técnico.

La denominación de principios biomecánicos de las preparaciones para prótesis unitaria y parcial fija la estudiaremos desde el punto de vista de los principios biológicos y mecánicos. Esto es debido a que ambos son completamente distintos, a pesar de interactuar mutuamente.

Los principios biológicos se consideran:

-  Preservación de la vitalidad pulpar.
-  Preservación de las estructuras periodontales.

Los principios mecánicos son:

-  Integridad marginal.
-  Retención.
-  Resistencia o estabilidad.
-  Rigidez estructural.

Restauraciones de coronas individuales:

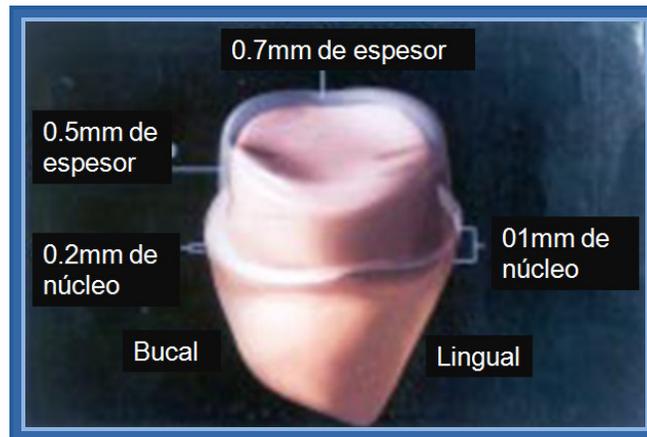
La cerámica de zirconia por su fuerza flexural ya mencionada, será indicada para restauraciones posteriores de un solo diente. Estos materiales no se usan solamente como núcleo, ya que se recubren con un material de cerámica de baja fuerza para lograr el resultado estético definitivo. Mientras que los estudios de fuerza flexural sobre la variación del material recubrimiento y un núcleo han demostrado la importancia del diseño del armazón del núcleo en la región posterior.

Puede ser aconsejable engrosar el núcleo en las áreas expuestas a mayor tensión de dientes posteriores, consiguiendo adelgazar a 0.5 mm cuando las áreas oclusales y palatinas sean más gruesas (de 0.7 mm). La cofia debe tener idealmente un cuello lingual y proximal (1mm de espesor, 2 mm de altura) para fuerza y soporte de la porcelana. Para dientes anteriores se pueden cortar las dimensiones del núcleo a 0.3 mm en los aspectos vestibulares, si el espesor del borde interproximal, palatino e incisal permanece de 0.7 mm y si está presente un cuello de 1 mm en lingual.³



FIG. 1. Grosor del núcleo de zirconia en anteriores.³

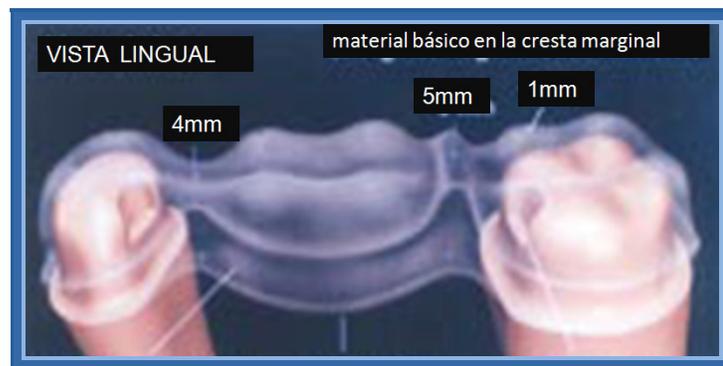
FIG. 2. Grosor del núcleo de zirconia en molares.³



Restauraciones de prótesis fijas

Los conectores para la prótesis 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. 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.³

FIG.3. Grosor del núcleo de zirconia en conectores.³



Indicaciones de uso de la zirconia.

- 🦷 Principalmente en objetivos estéticos.
- 🦷 Cuando se quiera eliminar metal por razones fisiológicas.
- 🦷 Cuando hay poca estructura dentaria que permita reducir el diente lo suficiente como para una restauración metal-porcelana.
- 🦷 Opción si el paciente es alérgico al metal.^{4,5}

Contraindicaciones de uso de la zirconia

- 🦷 Actividad para funcional: como Bruxismo.
- 🦷 Dientes con coronas clínicas cortas.
- 🦷 Soporte insuficiente de la preparación dentaria.
- 🦷 Necesidad de conseguir restauraciones similares a las de metal cerámica ya existentes en boca.^{1,11,5}

Ventajas de la zirconia

-  Alta estética.
-  No retracción de encía por su buena biocompatibilidad.
-  No pigmentación de la preparación por oxidación del metal.
-  Se pueden confeccionar coronas anteriores y posteriores.
-  Colocación de más de 3 unidades y en el caso de alto contenido de zirconia en la prótesis, hasta las 14 unidades de la arcada.⁵

Desventajas de la zirconia

-  Solo se usarán en zonas con alto soporte de carga cuando el clínico esté seguro de que el paciente estará dispuesto a aceptar cierto riesgo de fractura en beneficio de la estética.
-  Se puede incluir el posible desgaste de la dentición natural antagonista.⁶
-  Alto costo.

¹ Bottino M. Quintas A. Miyashita E. Giannini V. Metal Free, Estética en Rehabilitación Oral. 1ª ed. Artes Médicas. Brasil (2001). C-4.

² Fischer J. Estética Y Prótesis Consideraciones Interdisciplinarias. 1ª Ed. Actualidades Médico Odontológicas Latinoameria. Caracas Venezuela. (1999). 11

³ Cedillo J. Coronas y prótesis fijas en In-Ceram zirconia. Revista ADM. (2002). LIX (1).22-27

⁴ Crispin B. Bases prácticas de la odontología estética. 1ª ed. Masson. Barcelona. (1998). 145-284.

⁵ Goldstein R. odontología estética. 1ª ed. Ars Medica. Barcelona (2002). Vol-I. 411-435.

⁶ Chiche G. Prótesis Fija estética en dientes anteriores. 1ª ed. Masson. Barcelona. (2000). C-5

**COMPARACIÓN CON
OTROS MATERIALES**

6

5. Comparación con otros materiales

La cavidad oral es un medio agresivo donde la presencia de metales genera corrosión debido a la interacción química.¹

Aleaciones utilizadas para fabricar restauraciones metal-cerámica.²	
Altamente nobles	Nobles
Oro-platino-paladio	Paladio-plata
Oro-platino-plata	Rico en paladio
Oro-paladio	
Predominantemente base	
Cromo-níquel	
Cromo-níquel-berilio	
Cromo-cobalto	

Las restauraciones libres de metal permiten preservar los tejidos blandos, son de color más similar al los naturales que de una restauración mineral porcelana.

Muchas cerámicas, como la espinela, alúmina, y cerámica reforzada con disilicato de litio, han sido propuestas para la construcción de restauraciones libres de metal. Estos materiales tienen indicaciones precisas para prótesis parciales fijas; Luthy midió el promedio de capacidad de carga; para restauraciones de alúmina 518 Newtons (N), para restauraciones de litio-disilicato 282N y para restauraciones de zirconia 755N.

Raigrodski analizó todos los diferentes sistemas de cerámica y concluyó que las cerámicas reforzadas sólo pueden ser usadas para reemplazar

dientes anteriores con coronas individuales o prótesis fija con un máximo de tres unidades. ¡Error! Marcador no definido.

El área de superficie de contacto de la prótesis fija deben ser al menos de 6.25mm^2 , por esta razón, las prótesis fijas solo deben ser usadas cuando la distancia entre la papila interproximal y el margen de terminación es cercano a 4mm. En una comparación entre prótesis fijas de 3, 4 y 5 unidades de zirconia la superficie de contacto resultó respectivamente de 2.7mm^2 , 4.0mm^2 y 4.9mm^2 . La altura de los pilares es fundamental para obtener estructuras de ZrO_2 con la forma y dimensión correcta para asegurar la resistencia mecánica de la restauración.

Una revisión sistemática de la literatura para evaluar el tiempo de vida de todas las restauraciones cerámicas comparando metal porcelana con las restauraciones de de zirconia cerámica. El tiempo de vida de todas las restauraciones cerámicas a 5 años fue de 93.3% mientras que en las restauraciones metal cerámicas fue de 95.6%. en particular todas las restauraciones cerámicas en dientes posteriores tuvieron un tiempo de vida menor (84.4%), estos resultados no consideran las restauraciones de zirconia. Por otro lado cuando se comparan las restauraciones de zirconia con los otros sistemas cerámicos la estructura de la zirconia es mas confiable. El punto débil de estas restauraciones fue la fractura o astillado de las coronas veneer. ¡Error! Marcador no definido.

Resistencia de los sistemas de corona total cerámica.	
Tipo de cerámica	Resistencia de flexión (MPa)
Porcelana feldespática	65-85
Núcleo de alúmina	92-124
Vitrocerámica (Oicor)	90-124
Cerámica-alúmina sin contracción (Cerestore)	105-114
Cerámica reforzada con leucita (Optec)	105-120
Porcelana de núcleo aluminoso (Hi-ceram)	140-141
Cerámica reforzada presionada al calor (Empress)	160-180
Cerámica-alúmina de colado fraccionado (In-ceram)	400-446
Alúmina en alta concentración, 98 % de pureza	420-520
Aleación de oro (resistencia a la deformación)	350-600

Las propiedades mecánicas de la cerámica 3Y-3ZTP son superiores a todos los demás sistemas cerámicos disponibles, con una fuerza flexural entre los 800 y 1000 Megapascuales (MPa) y una resistencia a la fractura de 6 8MPa. ¡Error! Marcador no definido.

El sistema zirconia porcelana registra un módulo de ruptura sustancialmente elevada (786-794 MPa) que la porcelana-alúmina sinterizada (504-510 MPa) y la porcelana- alúmina infiltrada con vidrio (340-520 MPa). Los bloques han sido probados con configuración similar y de espesor medio o total puesto en tensión.³

Ventajas e inconvenientes de los sistemas cerámicos actuales. ¡Error! Marcador no definido.

Sistema cerámica	Ventajas	Inconvenientes
Corona jacket de porcelana aluminosa	Estética excelente Predecible en los incisivos superiores Barata	Resistencia moderada No tiene aplicación a una prótesis parcial fija
In-ceram	Resistencia superior Adaptación marginal excelente Aplicación a una prótesis parcial fija en las indicaciones adecuadas	Equipo especial y costo Tiempo de fabricación Necesidad de reducción para ocultar el núcleo aluminoso
Dicor	Translucidez y efecto mimético Buena adaptación marginal Excelente biocompatibilidad	Resistencia moderada Equipo especial y costo No tiene aplicación a una prótesis parcial fija
Optec H.S.P.	Buena estética No requiere núcleo Buena adaptación marginal	Resistencia moderada Aplicación limitada a una prótesis parcial fija
Empress	Estética excelente Excelente adaptación marginal	Resistencia moderada Equipo especial y costo Disponibilidad
Metal-cerámica	Resistencia, versatilidad y predecibilidad máximas Aplicación en puentes Posibilidad de soldadura	El espesor de reducción puede requerir desvitalización La opacidad la hace poco idónea para situaciones que requieren máxima translucidez
Coronas laminadas	Sin colado Facilidad de uso y bajo costo Lámina fina para mayor espesor de la porcelana	El mecanismo exacto de resistencia necesita una mayor documentación Aplicaciones limitadas para puentes

Las prótesis fijas de 3 unidades con un elemento intercalar ya son unanimidad en la mayoría de los sistemas libres de metal, llegando la industria a ofrecer productos indicados para prótesis fijas de hasta 8 elementos cuya infraestructura es de zirconio fresado.¹

Limitaciones que se pueden observar en la zirconia como restauración

Debido a la metaestabilidad de la zirconia tetragonal, la fricción que generan los tratamientos de superficie, tales como la molienda o arenado son responsables para activar la transformación de tetragonal a monocíclica, asociados con el aumento volumen, lo que también altera la fase de la integridad del material y así la acentuación de la susceptibilidad al envejecimiento.

En tres informes publicados de cuatro sistemas separados, 8, 15, 25 y 50% de las prótesis desarrollaron grietas o fracturas con pérdidas pequeñas de material después de 1 a 2 años de observación, los investigadores incluidos con estudios que no han sido publicados admitieron que también la porcelana tiene problemas sin embargo esta imagen es algo confusa porque no tiene experiencia de investigación clínica. Por ejemplo un investigador básico universitario solo reporto problemas esporádicos vistos en más de 500 unidades por año. Esto puede señalar las dificultades específicas del material, así como la conclusión de un estudio publicado en el que exhiben respectivamente 8 y 50 % de fracturas de porcelana. Esto también indica que factores no materiales Como el grosor del diseño de la estructura, juega un papel en la fractura de la porcelana. Por comparación, los problemas de la porcelana en prótesis metal cerámica a mas de 10 años de observación reportaron ser del 4% para la aleación de oro-platinizado, no mayor de 6%

para la mayoría de las aleaciones alternativas, y sólo del 15% para una aleación con base níquel sin berilio.

Hallazgos consistentes han reportado que otras aleaciones basadas en oro se mantienen intactas al 98% en un periodo de 5 años. El porcentaje más bajo de vida es reportado para la porcelana sobre titanio. (84-87% a los 5 años)¹*Error! Marcador no definido.*

La transformación de dureza es el fenómeno por el cual los cristales tetragonales de zirconia llegan a una reorganización reticular, cuando son estresados mecánicamente cambian a la forma monocíclica que se hincha efectivamente, entonces tiende a cicatrizar las grietas de crecimiento y endurecer toda la estructura. La transformación de dureza afecta primariamente las fracturas longitudinales de crecimiento o las fracturas con algunos milímetros de ancho, así la prótesis dental no se beneficia con este fenómeno.

Lamentablemente, las tecnologías de procesamiento no pueden hacer las estructuras de zirconio tan translúcidas como dientes naturales, no pueden dar una caracterización interna de color o facilitar la coloración acostumbrada sin embargo los núcleos de zirconia o sus estructuras pueden ser coronas Veneer con porcelana estéticamente aceptables.

La baja elasticidad relativa de los módulos de circonio puede tener implicaciones para la distribución extremadamente compleja de las cargas oclusales de las prótesis en vivo.³

Actualmente, no existen PPF libres de metal que tenga un pronóstico a largo plazo similar a las alternativas metal-porcelana. Hasta que estudios

clínicos a largo plazo (8-10años) prueben una longevidad similar al del metal cerámica y estas restauraciones formen parte de la práctica habitual, deben considerarse experimentales. ¡Error! Marcador no definido.

¹ Miyashita E. Odontología Estética. 1ª ed. Artes Médicas. Sau Paulo. (2005). C-15.

² Shillingburg H. Fundamentos Esenciales en prótesis fija. 3ª ed. Quintessence. Barcelona (2008). C-4.

³ White S. Miklus V. McLaren E. Lang L. and Caputo A. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. The Journal of Prosthetic Dentistry. August 2005. 125-131.

CONCLUSIONES.

La odontología restauradora estará subordinada a los tejidos periodontales y no viceversa. Por lo que una prótesis bien diseñada y construida, en perfecta armonía con la función de los tejidos sanos, mantendrá una salud bucal en el paciente.

El odontólogo y protésico dental deben controlar la precisión, optimizando el ajuste de la restauración con ahora ya la suficiente y excelente tecnología de producción utilizada para la fabricación de cualquier prótesis.

Tener presente que la situación del margen de la preparación con respecto a la encía, no afecten la calidad de la restauración final y la salud de los tejidos gíngivo-periodontales.

El éxito a largo plazo de los sistemas totalmente de cerámica debe basarse en métodos bien probados y que hayan superado los ensayos clínicos pertinentes. Es importante notar que todavía no hay suficientes datos clínicos publicados que apoyen el uso de cualquier material completamente de cerámica para aplicaciones posteriores en prótesis fijas, aunque los resultados iniciales sobre la fuerza y las primeras pruebas clínicas parecen prometedores. La resistencia a la fractura de las coronas totalmente cerámica depende de varios factores: soporte adecuado de la preparación, rigidez y diseño de la subestructura, espesor y rigidez adecuados del material de recubrimiento y habilidad del odontólogo y el técnico para la realización de la prótesis.

En el consultorio, los pacientes piden cada vez mas restauraciones estéticas sobre todo que no tengan márgenes oscuros por el metal.

[Escribir texto]

[Escribir texto] [Escribir texto]

La ZIRCONIA no se debe de considerar sustituto de las prótesis parcial fija de metal cerámica, si no como "OPCIÓN PARA RESTAURACIÓN PROTÉSICA LIBRE DE METAL".

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

¹ Pittayachawan P. McDonald A. Petrie A. Knowles J. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava™ Y-TZP dental ceramic. Dental materials 23 (2007) 1018–1029

¹ Piconi C. Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. (Review) Biomaterials. 20 (1999) 1-25.

¹ Manicone P. Iommetti P. Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. Journal of dentistry 35 (2007). 819-826.

¹ Denry I. Kelly J. State of the art of zirconia for dental applications. Dental materials 24 (2008) 299-307.

¹ <http://www.laboratoriodentalcrespo.com/Informacion%20ZirkonZahn.htm>
consultada en septiembre 16 de 2008.

¹ Kelly J. Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. Dental materials 24 (2008).289-298.

¹ Hjerpe J. Vallittu P. Fröberg K. Lassila L. Effect of sintering time on biaxial strength of zirconium dioxide. Dental Materials (2008) 1350-1355

¹ Bottino M. Quintas A. Miyashita E. Giannini V. Metal Free, Estética en Rehabilitación Oral. 1ª ed. Artes Médicas. Brasil (2001). C-4.

¹ Fischer J. Estética Y Prótesis Consideraciones Interdisciplinarias. 1ª Ed. Actualidades Médico Odontológicas Latinoameria. Caracas Venezuela. (1999).

¹ Cedillo J. Coronas y prótesis fijas en In-Ceram zirconia. Revista ADM. (2002). LIX (1).22-27

¹ Crispin B. Bases prácticas de la odontología estética. 1ª ed. Masson. Barcelona. (1998). 145-284.

¹ Goldstein R. odontología estética. 1ª ed. Ars Medica. Barcelona (2002). Vol-I. 411-435.

¹ Chiche G. Prótesis Fija estética en dientes anteriores. 1ª ed. Masson. Barcelona. (2000). C-5

¹ Miyashita E. Odontología Estética. 1ª ed. Artes Médicas. Sau Paulo. (2005). C-15.

¹ Shillingburg H. Fundamentos Esenciales en prótesis fija. 3ª ed. Quintessence. Barcelona (2008). C-4.

¹ White S. Miklus V. McLaren E. Lang L. and Caputo A. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. The Journal of Prosthetic Dentistry. August 2005. 125-131.