



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ZIRCONIA: USOS E INDICACIONES PARA
RESTAURACIÓN DENTAL.

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:

ROCIO HERNÁNDEZ VIGUERAS

TUTOR: C.D. RODRIGO DANIEL HERNÁNDEZ MEDINA



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



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.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a Dios que supo guiarme por el buen camino, darme fuerza para seguir adelante y no desmayar en los problemas que se presentaban, enseñarme a encarar las adversidades sin perder nunca la dignidad ni desfallecer en el intento.

A la Universidad Nacional Autónoma de México por darme la oportunidad de pertenecer a ella y sentirme orgullosa.

A mi madre, por el gran amor y la devoción que tiene para conmigo, por el apoyo ilimitado e incondicional que siempre me has dado, por tener la fortaleza de salir siempre adelante sin importar los obstáculos, por haberme formado como una mujer de bien, y por ser la mujer que me dio la vida y me enseñó a vivirla... no hay palabras en el mundo para agradecerte, mama.

A mis abuelos por que han sido y serán siempre un ejemplo incuestionable de fortaleza, integridad, sabiduría y responsabilidad, por apoyarme incondicionalmente en todo momento.

A todos aquellos que construyeron mi formación académica y profesional: a mis profesores, que compartieron conmigo sus conocimientos a lo largo de mi educación universitaria; especialmente a mi tutor el Dr. Rodrigo Hernández Medina, por su apoyo y paciencia para la elaboración de este trabajo.

A mis hermanas Sandy, Viry y Livy que siempre estuvieron listas para brindarme su apoyo, las quiero mucho.

A ti por tu paciencia y comprensión en esta etapa tan importante de mi vida. El saber que puedo contar contigo en momentos felices y difíciles es una bendición. Por motivarme día a día a ser mejor. Te amo Jovan Eduardo. Gracias.

A mis tíos Guillermo Hernández y Ma. Esther Muñoz Torres porque en momentos difíciles ahí estuvieron, por su apoyo y confianza en este camino. Por brindarme una mano cuando más lo necesite.

A mi tía Ángeles Andrade Avilés por su apoyo constante, tú cariño incondicional y gran ayuda para alcanzar este sueño. Mil gracias

A mi familia... cada uno se mantuvo colaborando conmigo en todo lo que necesitara incluso antes de entrar a la universidad. Muchas Gracia.

A mi papá porque a pesar de ausencia es una motivación para continuar soñando gracias.

A mis amigos por aceptarme tal y como soy, gracias por acompañarme en el camino y así poder ver la culminación de este sueño.

INDICE

ZIRCONIA: USOS E INDICACIONES PARA RESTAURACIÓN DENTAL

➤ INTRODUCCIÓN	1
➤ ANTECEDENTES HISTORICOS	2
➤ CAPITULO I: CLASIFICACIÓN DE LOS SISTEMAS CERÁMICOS	5
• CLASIFICACIÓN DE ACUERDO AL TIPO	6
• CLASIFICACIÓN POR EL MÉTODO DE PROCESAMIENTO	9
• CLASIFICACIÓN SEGÚN SU TEMPERATURA DE FUSIÓN	12
➤ CAPITULO II: CRITERIOS DE SELECCIÓN PARA EL USO DE ZIRCONIO	16
• BIOCOMPATIBILIDAD	16
• GRADO DE TOXICIDAD	16
• RADIOACTIVIDAD	17
• RESISTENCIA A LA FLEXION	17
• RESISTENCIA A LA FRACTURA	17
• DUREZA	19
➤ CAPITULO III: CONSIDERACIONES CLÍNICAS	20
• PREPARACIÓN	20
• INDICACIONES	23
• CONTRAINDICACIONES	25
➤ CAPITULO IV: PROTOCOLO DE CEMENTACIÓN	27
• MATERIALES PARA CEMENTACIÓN DE ZIRCONIA	27
• PROPIEDADES DE LOS AGENTES CEMENTANTES	29
• PROCEDIMIENTOS CLINICOS DE CEMENTACIÓN DE LA ZIRCONIA.	31

➤ CONCLUSIONES	38
➤ BIBLIOGRAFIA	40



INTRODUCCIÓN

Hoy en día, hablar de restauraciones estéticas implica hablar de cerámica sin metal. Han sido tan importantes y revolucionarios los cambios y aportaciones en este campo en los últimos años que en la actualidad existen multitud de sistemas cerámicos como es la cerámica feldespática, cerámica aluminosa, etc. Todos ellos buscan el equilibrio entre los factores estéticos, biológicos, mecánicos y funcionales. Sin embargo, existen diferencias considerables entre ellos. Por lo tanto, para seleccionar la cerámica más adecuada en cada caso, es necesario conocer las principales características de estos materiales y de sus técnicas de uso, así también como sus indicaciones y la manera de colocación. Esta elección no debe ser delegada al técnico de laboratorio, sino que debe ser responsabilidad del Cirujano Dentista porque él es quien conoce y controla las variables que condicionan el éxito de la restauración a largo plazo.

El principal objetivo de este trabajo es conocer e identificar el uso de la zirconia como material de restauración en la odontología; para ello debemos de conocer los inicios de esta, su composición, clasificación, etc. para entender el manejo y criterios de selección y no pasar por alto la resistencia a la fractura, el adecuado ajuste marginal, la estética con la que cuenta este material y la precisión que ofrece.

Otro aspecto que se abordará, son las consideraciones clínicas, por ejemplo, el modo de preparación del órgano dentario, así como las indicaciones y contraindicaciones que se deben tener para una restauración de este tipo.



ANTECEDENTES HISTORICOS

La cerámica es uno de los primeros materiales producidos artificialmente por el hombre desde hace 3000 años. Sin embargo, su introducción para usos dentales se remonta a finales del siglo XVIII. Hasta esa fecha los materiales utilizados para la restitución protésica eran diversos (hueso, marfil, madera, clavos, dientes de cadáveres, etc.) y sufrían el mismo envejecimiento, deterioro y desgaste que los dientes naturales por la acción del medio oral.

Como una solución a esto, es que se comenzó a utilizar cerámica. Los primeros dientes fabricados en porcelana presentaban grandes defectos, como el grado de contracción que sufrían al sinterizar. A pesar de ello, eran utilizados por su estética y estabilidad en el medio oral.

Años más tarde, en 1808, un dentista italiano, G. Fonzi, publicó el primer método para producir dientes unitarios con un sistema de retención mediante pernos metálicos. En 1930 Carder desarrolló un método de cera perdida para la elaboración de objetos de vidrio.¹

Desde entonces y hasta nuestros días, las investigaciones se han dirigido en su mayoría a la búsqueda de mejoras en el proceso de producción.

Unos años más tarde, en 1958, Vines y sus colaboradores desarrollaron un sistema de procesado de las porcelanas al vacío que redujo considerablemente la inclusión de burbujas de aire y añadió translucidez a la cerámica. Sin embargo, la aportación más sobresaliente no se produjo hasta 1965 en que McLean y Hurgues introdujeron una técnica para reforzar la porcelana dental con alúmina (óxido de aluminio) que actualmente continúa en uso. La novedad fue que, colocando sobre un núcleo de óxido de aluminio



porcelanas feldespáticas, se mejoraban notablemente las propiedades de las coronas cerámicas puras.¹

Años más tarde, en 1983, se produjo un nuevo hito con la introducción del sistema Cerestore, un sistema cerámico de alta resistencia y libre de contracción durante el procesado, que permitió aumentar las indicaciones de las coronas cerámicas de más alta resistencia para los sectores posteriores. En este sistema el porcentaje de alúmina del núcleo era mayor y con un proceso de elaboración sumamente complejo, pero tenía la ventaja de que contrarrestaba la contracción durante la cocción del núcleo.

Tras otros intentos, en 1993, se dio un importante paso en el desarrollo de las cerámicas de mayor resistencia con el concepto Procera/AllCeram. Éstas restauraciones constan de un núcleo de alúmina densamente sinterizada (99,9% de alúmina) recubierta por una cerámica compatible convencional.

La introducción de estos sistemas de elevada resistencia (In Ceram y Procera/All Ceram) ha posibilitado que las indicaciones se puedan ampliar, con reservas, a la realización de puentes de hasta tres unidades mediante la utilización de porcelana libre de metal. A partir de entonces el desarrollo de los sistemas cerámicos fue casi vertiginoso. Al sistema Cerestore, le siguió cronológicamente el Hi-Ceram que contiene el mismo porcentaje de alúmina que el Cerestore pero que simplifica considerablemente el proceso de fabricación, por lo que el resultado final era más predecible. Sin embargo la resistencia para grupos posteriores no era satisfactoria y fue sustituido por el sistema In-Ceram en 1996. Éste último se basa en la realización de coronas mediante un núcleo presinterizado con un contenido de alúmina del 70%, inicialmente poroso, y que posteriormente es infiltrado con vidrio.



Actualmente el zirconio ($ZrSiO_4$) es un mineral del grupo de los silicatos y fue descubierto en 1789 por el químico alemán M. H. Klaproth.

El dióxido de zirconio (ZrO_2) o zirconia es un compuesto del elemento zirconio que aparece en la naturaleza y desde hace 10-15 años se utiliza en odontología. Se estabiliza parcialmente con itrio y se enriquece con aluminio. De ahí deriva propiedades positivas como su alta resistencia a la flexión (>1400 MPa), dureza (1200 HV).²

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 odontología. La zirconia que se utiliza en odontología es óxido de zirconio que al estabilizarse con itrio genera un gran material cerámico de gran dureza.³



CAPITULO I: CERÁMICAS

Los cerámicos son materiales inorgánicos compuestos por un ion metálicos y uno no metálico, caracterizados por poseer un enlace químico iónico. Pueden ser cristalinos, como los óxidos y carburos, o amorfos, como los vidrios. Dependiendo del grado de sofisticación de la tecnología involucrada en su procesamiento, se dividen en cerámicos tradicionales y avanzados. Los primeros son fundamentalmente materiales a base de arcillas y silicatos. En su fabricación se emplean polvos de origen mineral, impuros y una granulometría grande, que típicamente resultan en piezas porosas.

Los cerámicos avanzados, por su parte, son óxidos, carburos, boruros, nitruros, etc., fabricados a partir de polvo artificial o químico, de muy alta pureza química y de tamaño muy fino, a menudo inferior a $1\mu\text{m}$ (micra). Las tecnologías empleadas para fabricarlos deben permitir la obtención de piezas muy densas de grano pequeño.

Los materiales cerámicos se caracterizan por las siguientes propiedades:

- Son muy duros y presentan una gran resistencia mecánica al rozamiento y al desgaste.
- Son capaces de soportar altas temperaturas
- Tienen gran estabilidad química y son resistentes a la corrosión.
- Poseen una amplia gama de cualidades eléctricas.^{3,5}



CLASIFICACIÓN DE LOS SISTEMAS CERÁMICOS

CLASIFICACIÓN DE ACUERDO AL TIPO

PORCELANA FELDESPÁTICA

Este tipo de porcelanas se lleva empleando desde el comienzo de la odontología, pero sus aplicaciones comenzaron en la década de los sesenta. Su primera utilización fue en coronas de recubrimiento total. Llevan por lo tanto mucho tiempo en aplicación dental y siguen siendo las más utilizadas en nuestros días por sus características estéticas.²

Las primeras porcelanas de uso dental tenían la misma composición que las porcelanas utilizadas en la elaboración de piezas artísticas. Contenían exclusivamente los tres elementos básicos de la cerámica: feldespato, cuarzo y caolín. Con el paso del tiempo, la composición de estas porcelanas se fue modificando hasta llegar a las actuales cerámicas feldespáticas, que constan de un magma de feldespato en el que están dispersas partículas de cuarzo y, en mucha menor medida, caolín. El feldespato, al descomponerse en vidrio, es el responsable de la translucidez de la porcelana. El cuarzo constituye la fase cristalina. El caolín confiere plasticidad y facilita el manejo de la cerámica cuando todavía no está cocida. Además, para disminuir la temperatura de sinterización de la mezcla siempre se incorporan «fundentes». Conjuntamente, se añaden pigmentos para obtener distintas tonalidades. Al tratarse básicamente de vidrios poseen unas excelentes propiedades ópticas que nos permiten conseguir unos buenos resultados estéticos; pero al mismo tiempo son frágiles y, por lo tanto, no se pueden usar en prótesis fija si no se «apoyan» sobre una estructura. Por este



motivo, estas porcelanas se utilizan principalmente para el recubrimiento de estructuras metálicas o cerámicas.³

Se fue modificando la composición de las cerámicas hasta encontrar nuevos materiales que tuvieran una tenacidad (energía total que absorbe un material antes de alcanzar la rotura en condiciones de impacto), adecuada para confeccionar restauraciones totalmente cerámicas. Surgieron las porcelanas feldespáticas de alta resistencia. Éstas poseen un alto contenido de feldespatos pero se caracterizan porque incorporan a la masa cerámica determinados elementos que aumentan su resistencia mecánica (100-300 MPa).³

PORCELANA REFORZADA CON LEUCITA

Este tipo de cerámica presenta en su composición aproximadamente de 50.6% de en peso de cristales de leucita, llegando a una resistencia flexural con una media de 140 MPa, siendo indicada para inlay, onlay, carillas y coronas unitarias especialmente en dientes anteriores⁵. Sus principales ventajas son la ausencia de subestructura metálica, buena translucidez, moderada resistencia flexural y no necesitar de equipamientos especiales. Entre ellas podemos encontrar, Optec HSP (Jeneric Pentron), IPS Empress (Ivoclar-Vivadent).

PORCELANA ALUMINOSA

En 1965, McLean y Hughes abrieron una nueva vía de investigación en el mundo de las cerámicas sin metal. Estos autores incorporaron a la porcelana feldespática cantidades importantes de óxido de aluminio reduciendo la proporción de cuarzo. El resultado fue un material con una microestructura mixta en la que la alúmina, al tener una temperatura de fusión elevada,



permanecía en suspensión en la matriz. Estos cristales mejoraban extraordinariamente las propiedades mecánicas de la cerámica. Esta mejora en la tenacidad de la porcelana animó a realizar coronas totalmente cerámicas.²

Sin embargo, pronto observaron que este incremento de óxido de aluminio provocaba en la porcelana una reducción importante de la translucidez, que obligaba a realizar tallados agresivos para alcanzar una buena estética. Cuando la proporción de alúmina supera el 50% se produce un aumento significativo de la opacidad. Por este motivo, en la actualidad las cerámicas de alto contenido en óxido de aluminio se reservan únicamente para la confección de estructuras internas, siendo necesario recubrirlas con porcelanas de menor cantidad de alúmina para lograr un buen mimetismo con el diente natural.⁴

INCLUSIÓN DE OXIDO DE ZIRCONIO

Este grupo es el más novedoso. Estas cerámicas de última generación están compuestas por óxido de zirconio altamente sinterizado (95%), estabilizado parcialmente con óxido de itrio (5%). El óxido de zirconio (ZrO_2) también se conoce químicamente con el nombre de zirconia. La principal característica de este material es su elevada tenacidad debido a que su microestructura es totalmente cristalina y además posee un mecanismo de refuerzo denominado «transformación resistente». Este fenómeno descubierto por Garvie & Cols. en 1975 consiste en que la Zirconia parcialmente estabilizada ante una zona de alto estrés mecánico como es la punta de una grieta sufre una transformación de fase cristalina, pasa de forma tetragonal a monoclinica, adquiriendo un volumen mayor. De este modo, se aumenta localmente la resistencia y se evita la propagación de la fractura.⁵



La aplicación principal, dadas sus características, es en el campo de las cerámicas. El ZrO_2 es uno de los materiales cerámicos más estudiados y se emplea generalmente combinado con otros óxidos (aditivos mencionados anteriormente) con los que se consigue estabilizar su estructura y mejorar sus propiedades mecánicas y de conductividad, además de hacerlo más resistente a la corrosión. Dependiendo de la cantidad de aditivos utilizados, la historia térmica y el tamaño de grano del ZrO_2 podemos obtener una amplia gama de materiales cerámicos a partir de la Zirconita pura.⁵

CLASIFICACIÓN POR EL MÉTODO DE PROCESAMIENTO

La clasificación de las cerámicas analizando exclusivamente la forma de confección en el laboratorio es bastante útil y representativa. Siguiendo este criterio, los sistemas cerámicos se pueden clasificar en tres grupos: condensación sobre muñón refractario, sustitución a la cera perdida y tecnología asistida por ordenador.²

CONDENSACIÓN SOBRE EL MUÑÓN REFRACTARIO

Esta técnica se basa en la obtención de un segundo modelo de trabajo, duplicado del modelo primario de escayola (Es un yeso de alta calidad y grano muy fino, con pureza mayor del 90% en mineral aljez), mediante un material refractario que no sufre variaciones dimensionales al someterlo a las temperaturas que requiere la cocción de la cerámica. La porcelana se aplica directamente sobre estos troqueles termoresistentes. Una vez sinterizada, se procede a la eliminación del muñón y a la colocación de la prótesis en el modelo primario para las correcciones finales. Son varios los sistemas que utilizan este procedimiento: Optec-HSP[®] (Jeneric), Fortress[®] (Myron Int), In-Ceram[®] Spinell (Vita), etc.



SUSTITUCIÓN DE CERA PERDIDA (INYECCIÓN)

Este método está basado en el tradicional modelado de un patrón de cera que posteriormente se transforma mediante inyección en una estructura cerámica, tal y como clásicamente se efectúa con el metal. Inicialmente se encera el patrón que puede representar la cofia interna o la restauración completa. Una vez realizado el patrón, se reviste en un cilindro y se procede a calcinar la cera. A continuación, se calienta la cerámica (que se presenta en forma de pastillas) hasta su punto de fusión. El paso del material hacia el interior del cilindro se realiza por inyección, en donde un pistón va empujando la cerámica fluida hasta el molde. Los sistemas más representativos son IPS Empress® y e.max® Press (Ivoclar). Diversos estudios han demostrado que este procedimiento aumenta la resistencia de la cerámica porque disminuye la porosidad y proporciona una distribución más uniforme de los cristales en el seno de la matriz.

TECNOLOGIA ASISTIDA POR ORDENADOR

SISTEMA ZIRCONZAHN

El sistema de fresado Zirconzahn, desarrollado por Enrico Steger. Las restauraciones ajustan perfectamente. El sistema de fresado con el quinto eje permite elaborar puentes.

Se trata de fresadores de reproducción de precisión, que permiten obtener estructuras aumentadas en un 15-20% (para compensar la contracción de la sintetización) a partir de pequeños bloques de óxido de zirconio presintetizados, sobre la base de resina, mediante sondas detectoras



inactivas colocadas sobre un lado de escaneo y reproducción sobre el lado del fresado, mediante la secuencia de fresas de grano progresivamente menores. (Figura 1.1)

Hoy en día, la tecnología CAD-CAM nos permite confeccionar restauraciones cerámicas precisas de una forma rápida y cómoda. Todos estos sistemas controlados por ordenador constan de tres fases: digitalización, diseño y mecanizado. Gracias a la digitalización se registra tridimensionalmente la preparación dentaria. Esta exploración puede ser extraoral (a través de una sonda mecánica o un láser se escanea la superficie del troquel o del patrón) o intraoral (en la que una cámara capta directamente la imagen del tallado, sin necesidad de tomar impresiones). Estos datos se transfieren a un ordenador donde se realiza el diseño con un software especial. Concluido el diseño, el ordenador da las instrucciones a la unidad de fresado, que inicia de forma automática el mecanizado de la estructura cerámica. Los sistemas más representativos son Cerec[®] (Sirona), Procera[®] (Nobel Biocare), Lava[®] (3M Espe), DCS[®] (DCS), Cercon[®] (Dentsply), Everest[®] (Kavo), Hint-Els[®] (Hint-Els), etc.

Con la técnica descrita se puede realizar el volumen completo de la restauración y luego proceder a su caracterización mediante maquillaje superficial o se puede confeccionar la estructura interna y luego terminarla mediante la aplicación de capas de porcelana feldespática convencional. El maquillaje superficial se utiliza más en incrustaciones y carillas. Mientras que la estratificación de capas es el método ideal para coronas y puentes, ya que nos permite obtener mejores resultados estéticos porque el color se consigue desde las capas profundas. (figura 2.1)



SISTEMA ZIRCONZHAN medicalexp.es
(figura 1.1)



SISTEMA CAM dentistaentuciudad.com
(figura 2.1)

CLASIFICACIÓN SEGÚN SU TEMPERATURA DE FUSIÓN

RESISTENCIA A LA TEMPERATURA

Esta propiedad se fundamenta en tres características de los materiales cerámicos: elevado punto de fusión, bajo coeficiente de dilatación, y baja conductividad térmica.

Su elevado punto de fusión supera la de todos los metales. Su bajo coeficiente de dilatación los hace parcialmente resistentes a los choques térmicos. Otros materiales, en estas circunstancias, experimentan cambios de volumen que determinan la aparición de grietas y su posterior ruptura.⁷

Su baja conductividad térmica permite su empleo como aislantes.

La necesidad de calor para su elaboración ha conducido a que tradicionalmente se hayan clasificado en función a la temperatura a la que debe ser procesada.

La temperatura de fusión ha sido la forma clásica de clasificar las cerámicas, y según esto distinguimos cinco tipos de cerámica.^{7,8}



CERÁMICAS DE ALTA FUSIÓN

Son propias de la industria, se utiliza para la confección de dientes artificiales prefabricados para las prótesis removibles. Suelen tener importantes cambios dimensionales. (1280-1390°C).

Es la porcelana más fuerte, insoluble, translúcida, aun después de ser horneada. Son fáciles de glasear.^{8,9}

CERÁMICA DE MEDIA FUSIÓN

Su composición ha sido modificada por fundentes para lograr disminuir la temperatura de fusión. (1090-1260°C).

Propias de laboratorio junto con las de baja y ultra baja fusión, estas son empleadas para realizar las coronas Jackets sobre lámina de platino.

Las porcelanas de alta y media fusión tienen la misma microestructura y sus diferencias son en cuanto a la cantidad de fundentes que poseen en su composición.^{9,10}

CERÁMICAS DE BAJA FUSIÓN

Destinadas a la técnica de recubrimiento del metal de las coronas y puentes de metal-cerámica. (870-1065°C).

En las técnicas ceramometalicas, es muy importante que los rangos de fusión de la cerámica y del metal estén alejados, para evitar la deformación del metal subyacente. Son las más empleadas.

Tienen ventajas como: permite repetidas cocciones preservando la microestructura cerámica, excelente ajuste marginal, índice de abrasión similar a los dientes naturales.^{9,10}



Una ventaja sobre el producto final que presentan las porcelanas de medio o bajo punto de fusión, es que durante el enfriado presentan menores cambios dimensionales, y como consecuencia existe una menor aparición de grietas y porosidades superficiales.

CERÁMICAS DE ULTRA BAJA FUSIÓN

Se denominan también correctivas para rectificar contactos oclusales, punto de contactos o para ser utilizadas con aleaciones de titanio. (660-780°C).

Utilizadas en la técnica metal-cerámica como recubrimiento de aleaciones de titanio u oro de baja fusión (tipo IV). Solas permiten la confección de inlays y onlays de cerámica.

Las razones por las que se aconseja utilizar temperaturas cada vez más bajas son disminuir los cambios dimensionales térmicos, adecuación de la aparición de nuevos materiales (titanio), usar porcelanas de baja fusión para el glaseado, y el ahorro energético.^{3,9}

CERÁMICAS DE TEMPERATURA AMBIENTE

Son cerámicas que se transforman o “procesan” en clínica a temperatura ambiente, o ya vienen listas para usar. Durante el proceso industrial requieren ser tratadas con calor, pero no pasan por las manos del técnico del laboratorio y es el clínico quien las adapta, coloca y retoca sin que la porcelana sea transformada (Sistema Sonycs, CAD-CAM, Brackets cerámicos).¹¹

La principal sobre el producto final que presentan las porcelanas de medio o bajo punto final que presentan las porcelanas de medio o bajo punto de fusión es que durante el enfriamiento acontecen menores cambios dimensionales lo que se traduce en menor aparición de grietas y porosidad



superficial, así como la posibilidad de que se puedan utilizar en técnicas ceramometálicas con metales con menor temperatura como el titanio.

Sin embargo, la deformación que sufre por cocciones repetitivas por ejemplo por causa de pruebas o reparaciones es un factor limitante en su uso. No obstante hoy por hoy las porcelanas de bajo punto de fusión son casi tan resistentes como las de alto punto de fusión y presentan una solubilidad y translucidez adecuadas.^{10,11,12}

Las cerámicas a temperatura ambiente se denominan así porque permiten trabajar en clínica directamente sin necesidad del concurso del laboratorio dental. Aunque hay poca documentación sobre ellas se trata más de una tendencia en alza que de una realidad cotidiana.



CAPITULO II: CRITERIOS DE SELECCIÓN PARA EL USO DE ZIRCONIO

La zirconia está considerada como uno de los mejores productos cerámicos presentes en el mercado para las reconstrucciones dentales. La que se utiliza en odontología es el óxido de zirconio (dióxido de zirconio), que al estabilizarse con itrio genera un material cerámico de gran dureza.¹³

BIOCOMPATIBILIDAD

En los estudios in vitro han confirmado una alta biocompatibilidad de óxido de Zirconio, sobre todo cuando se está completamente purificada de su contenido radioactivo. En general, las cerámicas son materiales inertes que no tienen reacciones adversas del tejido local o general. Como las prótesis de cerámica se hacen con una superficie muy pulida, pueden ponerse en contacto con la encía y ayudar en el mantenimiento de la arquitectura gingival. Dependiendo de la suavidad, la cerámica impide la acumulación de placa, creando una superficie favorable para los tejidos gingivales.

Las cerámicas basadas en zirconia son materiales químicamente inertes, que permiten una buena adhesión de las células. Sin embargo, las partículas que se liberan de la degradación de óxido de zirconio a baja temperatura o el proceso de fabricación que pueden provocar una reacción inflamatoria localizada inmune.¹⁴

GRADO DE TOXICIDAD

El óxido de zirconio tiene una menor toxicidad que el óxido de titanio y similar a la de la alúmina. No se ha observado citotoxicidad, carcinogenicidad, alteraciones mutagénicas o cromosómica en fibroblastos o células de sangre.¹⁴



RADIOACTIVIDAD

La zirconia suele ir acompañada de elementos radiactivos de vida media larga. La separación de estos elementos es difícil y costosa. Hay dos tipos de radiación se correlacionan con zirconia, alfa y gamma.

Se han observado cantidades significativas de radiación alfa en la cerámica basados en óxido de zirconio se utilizan en la fabricación de implantes quirúrgicos, porque, debido a su alta ionización, las partículas alfa destruyen las células de los tejidos duros y blando. En cuanto a la radiación gamma, la literatura sugiere que el nivel de radiación no es preocupante en zirconía.¹⁴

RESISTENCIA A LA FLEXIÓN

Es una importante propiedad mecánica que ayuda en la predicción del rendimiento de los materiales frágiles. Se puede definir como la fuerza final necesaria para provocar la fractura y está fuertemente afectada por el tamaño de los defectos y en la superficie del material ensayada. Microfisuras y defectos que inherentemente crecen durante los procesos térmicos y mecánicos pueden influir significativamente en la medición de la resistencia.¹⁴

RESISTENCIA A LA FRACTURA

Se define como el nivel de estrés crítico en el que un defecto particular comienza a crecer. Esta propiedad indica la capacidad del material para resistir la propagación rápida de grietas y fracturas catastróficas.¹⁴

Los materiales cerámicos pueden soportar altos niveles de estrés sin fallos. Sin embargo, la influencia en la forma de la prótesis y diferentes propiedades de los materiales cambian la distribución de la tensión. La fuerza de la cerámica y prótesis depende del tamaño de las grietas microscópicas y



poros. En el proceso que presentan zonas de ubicación de grietas que disminuyen las propiedades de resistencia de la zirconia y por ende facilita la fractura de la misma: la primera se localiza en la unión de porcelana y núcleo, otra entre la capa del cemento y el núcleo.

Debemos tener en cuenta que tanto el núcleo de zirconia como la cerámica de recubrimiento son materiales diferentes y por lo tanto tienen distinto comportamiento tanto en su elasticidad como en el coeficiente de expansión térmica, lo cual conlleva a la aparición de estrés residual de ambos materiales provocando así el desprendimiento o fractura de la cerámica que recubre el núcleo de zirconia.

Se puede definir el chipping como el “desprendimiento” cuando se refiere a fracturas adhesivas, o como el “desconchamiento” o “descamación” si se refiere a fracturas cohesivas de la cerámica de recubrimiento. Así los chippings pueden dividirse en: cohesivos, entre las capas de la cerámica de recubrimiento o adhesivos, en la unión entre la cerámica y el núcleo.

En la mayoría de los casos las fracturas comienzan en la cerámica de recubrimiento y se detienen en la interfase. Esto es debido a la pobre interfase de unión y a la diferencia de resistencia a la fractura entre el núcleo y la cerámica de recubrimiento. La resistencia a la fractura de los núcleos de óxido de circonio estabilizado con itrio es de 6.4 MPa m^{1/2} mientras que de la cerámica de recubrimiento es de 0.7 MPa m^{1/2}.¹⁵

Haciendo la referencia a la resistencia a la fractura y en la estimación del tamaño crítico de las grietas se puede decir que el límite de estrés que soporta la cerámica de recubrimiento está entre 31 y 38 MPa y 379 a 501 en el circonio.¹⁶



DUREZA

Se define como resistencia a la indentación. La mayoría de las pruebas se basan en este concepto.

La aplicación de la técnica de indentación estudia el comportamiento y propiedades de los materiales frágiles, es especialmente apropiado, porque solo requiere de una pequeña muestra del material, ya que el parámetro de crecimiento de la grieta o fractura es similar a las fracturas ocasionadas en condiciones clínicas.

No obstante estas evaluaciones no son suficientes para ser válidos las predicciones del desempeño o largo éxito de los materiales totalmente cerámicos.¹⁷

SINTERIZACIÓN

Para que el material alcance su máxima dureza es necesario sinterizarlo, 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.

La temperatura de sinterizado y el tiempo influyen poderosamente en el tamaño de grano. La sinterización se realiza de acuerdo al fabricante del bloque.

La variación del tiempo de sinterización es de aproximadamente 8 horas no influye sobre las propiedades mecánicas de la zirconia.

Es un proceso de compactación de la zirconia, que tiene lugar a altas temperaturas, aproximadamente 1500° C. El horno de sinterización está compuesto por el horno propiamente dicho y por la unidad de control por separado.

CAPITULO III: CONSIDERACIONES CLINICAS

PREPARACIÓN

Las necesidades de preparación de una restauración para estructuras de zirconia son similares a las de metal porcelana con pocas modificaciones.

Las preparaciones pueden realizarse con varias líneas de terminado aunque el chamfer es el más recomendado, la preparación puede seguir el festoneado del margen gingival.^{6,22,24}

DIENTES ANTERIORES: 1.5 A 2.0 mm incisal, 1.0 a 1.5 en el margen axial con 4° - 6° de desgaste (fig. 1.3)

La reducción axial en áreas estéticas puede ser extendida arriba de 1.5mm.

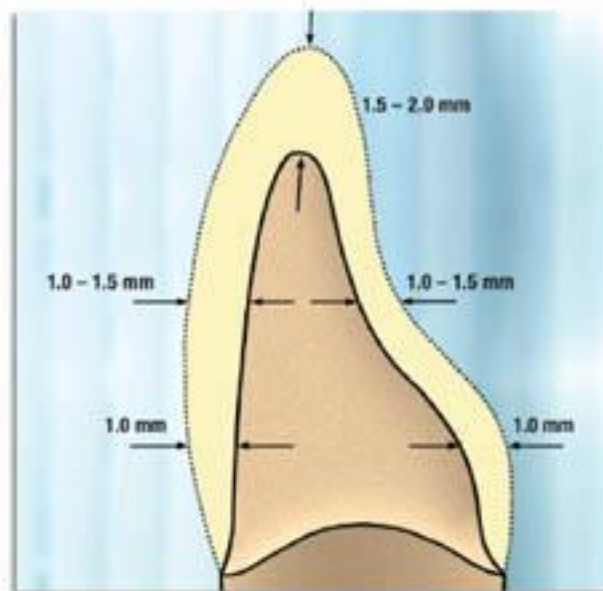


Fig. 1.3 Preparación recomendada para un diente anterior

Tomado de: gtdental.com.mx

DIENTES POSTERIORES: 1.5 mm a 2.0 mm oclusal, 1.0 a 1.5mm de reducción axial en la región marginal 4° - 6° de desgaste y con un ángulo cavo superficial de 100 a 120° (fig. 2.3).

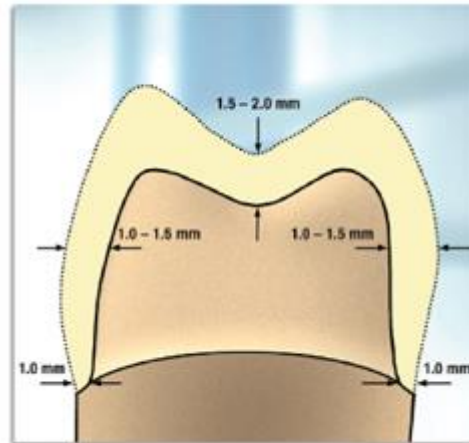


Fig. 2.3 Preparación recomendada para un diente posterior

Tomado de: gtdental.com.mx

Aunque cada sistema recomienda un desgaste en específico como 3M ESPE para LAVA Zirconia. La reducción es de 1.5 a 2.5mm de incisal/oclusal y 1.0 a 2.0 mm reducción axial. El rango de reducción es relativo a las necesidades estéticas.

LÍNEA DE TERMINADO

Idealmente, la preparación incluye en chamfer circunferencial con un ángulo horizontal de al menos 5° . La preparación del ángulo vertical debe ser de al menos 4° . El ángulo interior de la preparación debe tener un contorno redondeado. Todos los bordes oclusales e incisales deben también redondearse (fig. 4.3).

El borde marginal de la preparación debe ser continuo y claramente visible. Los biseles deben ser evitados. Tanto para dientes posteriores y anteriores un margen supragingival no es problemático. Debido a que la estructura va coloreada con el tono del diente, se pueden lograr resultados muy estéticos. Fig. 3.3

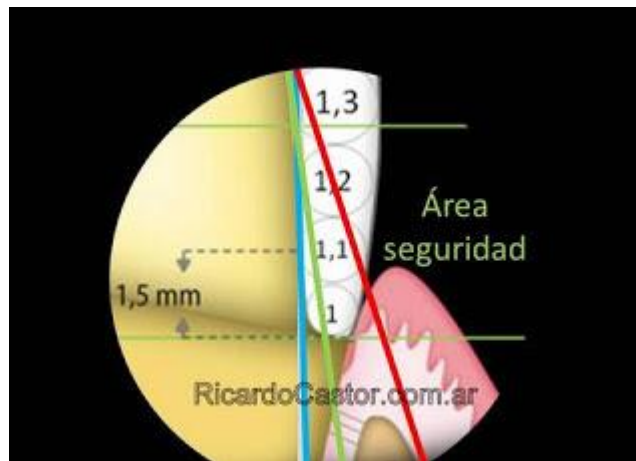


Fig. 3.3 Chamfer alargado o chamfer con ángulos interiores redondeados

Tomado de: tecnicadental.net

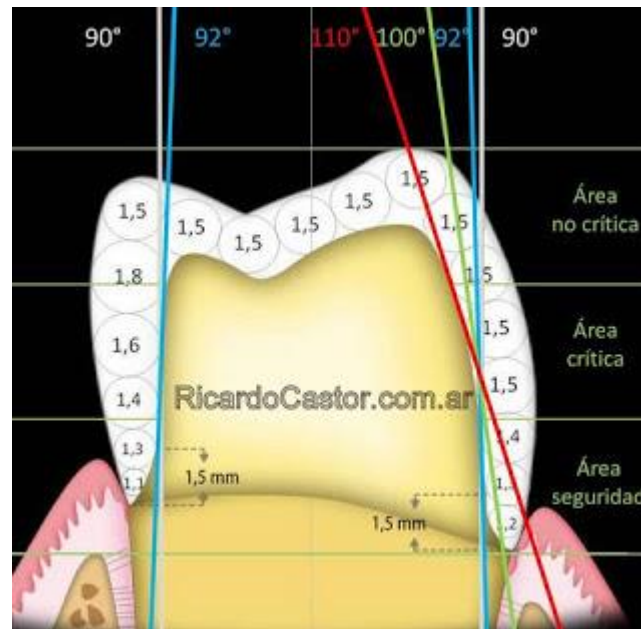


Fig. 4.3: A ángulos a 4° vertical B ángulos > a 5° horizontal tecnicadental.net Algunos clínicos y técnicos son partidarios de una reducción incisal/oclusal de 2.0 a 2.5 mm para una adecuada apariencia y forma anatómica. Tomado de tecnicadental.net

INDICACIONES DE USO DE LA ZIRCONIA

- Principalmente en objetivos estéticos
- Resistencia a la fractura por encima de los 700 MPa¹⁸
- Se puede controlar el grado de translucidez
- Posee fluorescencia similar a la dentina natural¹¹⁹
- Menor conductibilidad térmica en relación con el metal, minimizando posibles respuestas pulpares adversas²⁰
- Material radioalucido que permite diagnóstico radiográfico²⁰
- Cuando se quiera eliminar metal por razones fisiológicas
- Cuando hay poca estructura dentaria que permita reducir el diente el suficiente como para una restauración metal-porcelana.

- 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.²¹
- Rehabilitaciones de toda la boca con prótesis de zirconio sobre implantes dentales representan la solución definitiva de la más alta calidad y biocompatibilidad actualmente disponible en implantología dental. Fig. 5.3, 6.3



fig. 5.3 Tomado de: giselagrazt.com.



fig. 6.3 Tomado de: giselagrazt.com

IMPLANTES DE ZIRCONIA fig. 7.3



fig. 7.3 Tomado de: giselagrazt.com

Indicaciones

- En ausencias dentarias de una sola pieza.
- Cuando el paciente sea alérgico al titanio.



Contraindicaciones

- No puede usarse en edéntulos de silla libre posterior.
- En puentes fijos mayores de cuatro unidades

Ventajas

- No hay fracturas por carga continua debido a la dureza el grosor de las cofias se pueden confeccionar de 0,3 mm.
- Por el color blanco del material no hace falta el exagerado desgaste del tejido dentario de la corona durante la preparación.
- El óxido de zirconio proporciona una radiopacidad parecido al de los metales en las radiografías por lo que se puede constatar el adaptado exacto de estas estructuras
- Por su gran resistencia a las fracturas y a la deformación.
- Por su exacto adaptado debido a la técnica del fresado.
- Se pueden cementar definitivamente con los cementos convencionales
- Es biocompatible.

CONTRAINDICACIONES DEL 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.
- Solo se usaran en zonas con alto soporte de carga cuando el clínico este 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 antagonista²²
 - Alto costo

CAPITULO IV: PROTOCOLO DE CEMENTACIÓN

MATERIALES PARA CEMENTACIÓN DE ZIRCONIA

IONÓMERO DE VIDRIO

Posee adhesión a las estructuras dentales por la formación de enlaces iónicos en la interface diente-cemento, como resultado de la quelacion de los grupos carboxilo de ácido con el ion calcio y/o fosfato con la apatita del esmalte y dentina.

Presenta resistencia a la comprensión superior al fosfato de zinc.

El flúor es un componente importante del polvo del cemento, mejora las características de trabajo, y aumenta la resistencia del cemento, así como su liberación para el medio bucal confiere propiedad anticariognea.²¹ fig.1.4



figura 1.4 Tomado de: inversionesrasmussen.com

CEMENTOS RESINOSOS

Son materiales compuestos de una matriz de resina como cargas inorgánicas tratadas con silano, y por un excipiente constituido de partículas inorgánicas pequeñas. Son casi insolubles y mucho más potentes que los agentes convencionales. Su gran resistencia a tenciones es lo que los hace útiles cuando se desea la unión micromecanica de coronas cerámicas.



Su polimerización puede ocurrir a través de mecanismos de iniciación química, fotopolimerización, o la mezcla de ambos. Están disponibles en diversos sustratos dentales. La adhesión al esmalte dental ocurre a través de retenciones micromecánicas de la resina a los cristales de hidroxiapatita del esmalte acondicionado. La adhesión a la dentina es más compleja, envolviendo la penetración de monómeros hidrofílicos a través de la dentina acondicionada y parcialmente desmineralizada.

La adhesión a la superficie de la dentina se obtiene por la infiltración de la resina a través de la dentina acondicionada produciendo un engranamiento micromecánico con la dentina parcialmente desmineralizada, con la formación de un área de interdifusión de la resina o capa híbrida. La adhesión de la dentina con resinas requiere algunos cuidados, empezando con la aplicación de un ácido en la superficie de la dentina para remover el barro dentinario y ampliar los túbulos. Un área de desmineralización adecuada se obtiene aplicando el ácido por un periodo de 15 segundos, después de la desmineralización se aplica el primer, la resina adhesiva es entonces aplicada a la superficie tratada con el primer para penetrar en los túbulos dentinarios.

Los cementos de resina compuestos se unen químicamente a los materiales restauradores de composite y porcelana silanizadas.

Su habilidad de adhesión a múltiples sustratos, alta resistencia, insolubilidad en medio oral y su potencial para mimetizar los colores, hace de los cementos de resina compuesta el adhesivo elegido para restauraciones libres de metal.²³ fig. 2.4



fig. 2.4. Tomado de: dentimarc.com

PROPIEDADES DE LOS AGENTES CEMENTANTES

- **BIOCOMPATIBILIDAD.** Según Lewis los materiales dentales demuestran buen comportamiento biológico aunque pueden ser detectados algunos efectos adversos. Sus principios activos no producen sobre la dentina ningún proceso inflamatorio irreversible que pueda alterar a la pulpa. En cuanto a los cementos resinosos, depende del grado de conversión de los monómeros durante la polimerización de los mismos.
- **ADHESIÓN.** Phillips Y Skinner consideran que el fenómeno de la adhesión es el principal factor para la reducción de los microfiltraciones. Deben presentar la posibilidad de poder unirse químicamente y micromecánicamente a la estructura dentaria garantizando así la longevidad de la restauración. Los cementos resinosos adhesivos demostraron un aumento de retención cuando se compararon a los cementos de fosfato de zinc. Ionómero de vidrio y resinosos convencionales.
- **RESISTENCIA TRACCIONAL.** La cualidad mecánica más importante que debe presentar estos agentes cementantes es una alta Resistencia a la tracción, para que la restauración no se desprenda de



la pieza dentaria. De acuerdo a la norma no debe ser menor a 700kg/cm².

- **RADIOPACIDAD.** Es una propiedad que debe buscarse en los agentes de cementación, permitiendo, que el clínico observe a través de examen radiográfico la línea de cementación y la presencia de caries recurrentes o excesos marginales del cemento. Es deseable que los cementos resinosos tengan valores de radiopacidad mayores que los cementos resinosos tengan valores de radiopacidad mayores que la dentina y similares o mayores que el esmalte.
- **SOLUBILIDAD.** Frente a los fluidos debería ser baja o nula, pues los cementos están continuamente expuestos a una variedad de ácidos, como los producidos por microorganismos, por la degradación de alimentos y las continuas fluctuaciones de pH y de la temperatura.

PROCEDIMIENTOS DE LA PREPARACION DE LA ZIRCONIA

La superficie de zirconia no presenta microporosidades suficientemente profundas para obtener una micro retención puede ser incrementada con fresado, baño de arena, y silanización.

El baño de arena con microesferas de óxido de aluminio (de 50 o 110 μm de tamaño de partícula, a 2-2,5 bares de presión, por 10 s aproximadamente) resulta una ventaja ya que: permite obtener una microrrugosidad apropiada con incremento de la fuerza de adhesión entre cemento y zirconia, incrementa la homogeneización de las capas superficiales y la resistencia.

La regla para el cementado en las restauraciones de zirconia consiste, con el previo baño de arena con microesferas de óxido de alúmina, en el cementado convencional recurriendo a cementos autoadhesivos.

Se utilizan tres técnicas diferentes:

- Cementado convencional con ionómero de vidrio, con baño de arena previo.
- Con cemento autoadhesivo, con baño de arena previo.
- Con cemento autofraguable o autoadhesivo con tratamiento de silanización.
- Silanización: después del lavado con agua para remover el ácido fluorhídrico, aplicar el silano y dejarlo actuar durante 30 segundos, se debe secar con aplicaciones de aire.
- Limpie la preparación con pasta profiláctica, lávela con agua y séquela con aire. Se recomienda mantener la superficie (esmalte /dentina) ligeramente húmeda para la posterior cementación.
- El aspecto interno de la restauración de óxido de zirconio se puede arenar con óxido de aluminio de 110 μm con 1 bar de presión antes de su colocación.

PROCEDIMIENTOS CLÍNICOS DE CEMENTACIÓN DE ZIRCONIA

- La superficie dental debe estar completamente limpia, y mantenerse así durante el proceso de cementación además aislada de la humedad mediante aislamiento relativo o absoluto. fig.3.4



fig. 3.4 Tomado de: monografias.com

- Aplicar el gel grabador (ácido ortofosfórico al 37%) sobre la superficie del esmalte durante 15-20 segundos; sobre la dentina el tiempo de grabado ácido es de 15 segundos. Fig. 4.4



fig. 4.4 Tomado de: monografias.com

- Eliminar completamente el gel ácido de la superficie tratada con un chorro de agua durante aproximadamente 20 segundos, asegurándose que no queden restos de gel.
- Sacar el exceso de agua con una torunda de algodón, sin secar con aire, ya que habría una disminución superficial libre, la cual aumenta la penetración del bond del sistema adhesivo; esto es más importante en la dentina, en el caso del esmalte, no existe esa necesidad.²⁵fig. 5.4



fig. 5.4 Tomado de: sdpt.net

El mantenimiento de la superficie dentinaria húmeda es esencial para la adhesión óptima con los sistemas adhesivos, que son hidrofílicos. Cuando la dentina sufre una disecación, puede ocasionarse un colapso de la red de colágena sin soporte, evitando una adecuada filtración de la resina, sin

embargo, las dimensiones originales pueden ser recuperadas después de la inmersión en agua.

Una humedad adecuada también promueve la reacción de polimerización de monómeros. El exceso de agua puede afectar la polimerización dentro de la capa híbrida o al menos competir por espacio con la resina dentro de la dentina desmineralizada, por lo que se elimina mediante el secado de la superficie con una torunda de algodón.²⁴

- Se aplica un adhesivo dentinario con la punta de un aplicador en forma continua durante 15 segundos extendiéndose suavemente sobre la superficie grabada.²⁵ fig. 6.4



fig. 6.4 Tomado de: monografias.com

Los imprimadores sirven como agentes de promoción de la adhesión existente y contienen monómeros hidrofílicos disueltos en solventes orgánicos tales como acetona o etanol. Debido a sus características volátiles, estos solventes pueden desplazar el agua desde la superficie dentinaria y la red de colágeno húmeda, promoviendo la infiltración de monómeros a través de diminutos espacios de la red de colágeno expuesta eficientemente.²⁶

El objetivo de este paso es transformar la superficie dentinaria hidrofílica en un estado hidrofóbico y esponjoso que permita que la resina adhesiva se humecte y penetre a la red de colágeno expuesta.

- Se aplica un chorro suave de aire durante 5-10 segundos, para evaporar el disolvente. Fig. 7.4



fig. 7.4 Tomado de: spanish.alibaba.com

- Fotopolimerizar durante 10-20 segundos. La superficie debe observarse brillante. La zona en donde la resina del sistema adhesivo se traba micromecanicamente con el colágeno dentinario, es la capa híbrida. Fig 8.4



fig. 8.4 Tomado de: dentsply.es

- Por otro lado, la restauración de zirconia debe ser tratada mediante chorro con óxido de aluminio (Al^2O^3), para aumentar la energía de superficie para la unión. Fig. 9.4



fig. 9.4 Tomado de virodent.com.co

- Aplicar el agente de silanización sobre la superficie interna de la restauración. fig. 10.4

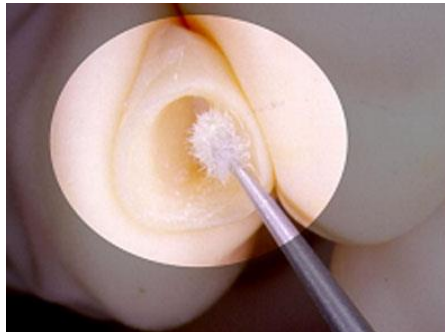


fig. 10.4 Tomado de: virodent.com.co

- Preparación del cemento (base más catalizador) mezclado homogéneamente durante 20 segundos. Fig. 11.4



Fig.11.4 Tomado de: dentala2z.co.uk

Llevar el cemento a la restauración asentarla sobre la superficie dentaria y retirar el excedente. Fig. 12.4



fig. 12.4 Tomado de solutions.productos3m.es

La resina adhesiva, también llamada “agente de enlace” es equivalente al agente de enlace-esmalte, y consiste principalmente en monómeros hidrofílicos, tales como TEG-DMA, como un regulador de la viscosidad, y el HEMA como agente humectante. El principal rol de la resina adhesiva es la estabilización de la capa híbrida y la formación de extensiones de resina dentro de los tubulos dentinarios, llamadas proyecciones de resina.

- El uso de la resina adhesivas rellenas, como absorbedores de choque, se ha observado que resultan en menor filtración marginal, para aumentar la resistencia de unión, y para retener mejor las restauraciones sujetas a los esfuerzos oclusales.²⁷ Fig. 13.4

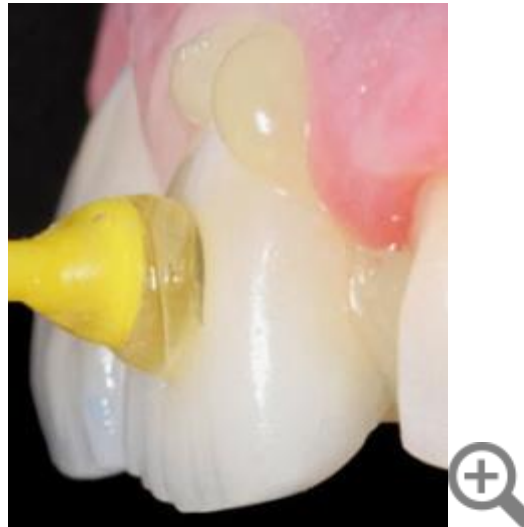


Fig. 13.4 Tomado de ivoclarvivadent.com.mx.

- Fotopolimerizar la restauración durante 40 segundos. Fig. 14.4



Figura 14.4 Tomado de: dentsply.es



CONCLUSIONES

El uso de la zirconia en la odontología no es un tema por recién explorar, por el contrario se continua con sus investigaciones para el uso de practica odontológica.

Es común pensar que solo sirve para coronas individuales o carillas por su alto grado de estética por lo contrario nunca nos preguntamos otros usos.

Debemos tener en cuenta que la zirconia además de ser un material estético es un material biocompatible que es la principal característica que se busca para las restauraciones dentales.

El saber los usos de la zirconia además de los más comunes (carillas, coronas estéticas). Comprendi que no solo nos sirve para eso, tiene una amplia gama de usos en la odontología como:

- Coronas estéticas
- Carillas dentales
- Incrustaciones
- Prótesis fijas
- Dentaduras totales
- Reconstrucción de muñones
- Implantes dentales



El procedimiento y propiedades que se utilizan para la fabricación de cada uno de ellos el saber la clase de zirconias que existen y para que se utilizan. Como también saber la forma de cementación para que las restauraciones tengan una mejor calidad de vida en boca, indicaciones y contraindicaciones para el cemento que se ocupara en cada uno de los casos, Cuidados para la obtención de una mejor adhesión de las restauraciones.

El único inconveniente que se demuestra es el alto costo de las restauraciones basadas en Zirconia.



BIBLIOGRAFIA

- 1.- Goldstein R.E. Odontología estética. Principios comunicación y métodos terapéuticos. 2da ed. Barcelona, España: Editorial Ars Medica 2002, Volumen 1, capítulo 1. Pag. 3-11
2. - Mc Lean JW. The science and art of dental ceramics Oper Dent 1991; 16, pag. 149-156
- 3.-Guzman Báez Humberto. Biomateriales odontológicos de uso clínico. 4ta edición. Ecoe Ediciones, 2007 pág. 461-469
- 4.-Rosemblum MA Schulman A. Una revisión de restauraciones de cerámica para JAM Dent. Assay, 1998; (1), 11-24
- 5.- Kelly JR, Nishimura I, Compel SD. Ceramics in destristy historical roots and current perspectives. J. Prosthet Dent 1996; 75: 18-32
- 6.-Probster L. El desarrollo de las restauraciones completamente ceramicas. Un contenido Quíteseme 1998, 515-519
- 7.-Sundh A, Molin. Fracture résistance of yttrium oxide partially stabilized zirconia bridges after veneering and mocha nical fatigue testing. Dental Mater 2005,21,476-478
- 8.- Russell A. Giordano, Peelletetier Lionel, Flexure strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldespathic porcelain . J. Prosthet Dent 1995; 411-418
- 9.- Kogan Enrique, Elizalde Paola, Castillo Mayra, Puebla Araceli Cementación de restauraciones libres de metal con resina. Revista ADM 2006; vol. LXIII (4) 131



- 10.-Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. J. Am Dent Assoc 2006 (137)22-31
- 11.- Fons-Font A, Sola Ruiz MF, Martínez Gonzales A, Casas Terrón J. Clasificación actual de las cerámicas dentales. RCOE 2001; 6:645-656
- 12.-Mc Lean JW. Evolution of dental ceramic in the twentieth century. J. Prosthet Dent 2001; 85, 61-66.
13. [www.textoscientificos. Com/química/cerámicas-avanzadas/zirconia-21k](http://www.textoscientificos.com/química/cerámicas-avanzadas/zirconia-21k)
- 14.-Maziero, C.D Altoe, L Celso M Bondioi (2011). Application of Zirconia I Dentistry: Biological, Mechanical al Optical Considerations, Advances in Ceramics and Environment, Prof. Costas Sikalidis Ed, ISBN: 978-953-307-350-7.
- 15.- Ashkanani HM, Raigrodski AJ, Flinn BD, Heindl H, Mancl LA. Flexural and shear strengths of ZrO₂ and a high-noble alloy bonded to their corresponding porcelains. J Prosthet Dent. 2008;100:274-84.
- 16.- Taskonak B, Yan J, Mecholsky JJ, Jr., Sertgoz A, Kocak A. Fractographic analyses of zirconia-based fixed partial dentures. Dent Mater 2008;24:1077-82.
- 17.-Anusave Kenneth J. Ciencia de los Materiales Dentales, 11^a Edit. ELSELVIER España PP. 74-94.
- 18.<http://commons.upc.edu/revistes/bistream/2099/5653/1/07%20%20Cer%C3%A1micas%20de%20circonia%20para%20aplicaciones%20biom%C3%A9dicas.pdf>



- 19.-McLaren, E Giordano R. Propiedades materiales, estética y técnicas de estratificación de una cerámica de óxido de zirconio o de recubrimiento. *quintessenz Zahntech*, 2007 33(1), 78-92
- 20.- Valarezo, A & Taype, C Sistema In Ceram^R y sistema procer^R 2006. *Rev. Estomatol Heradiana*, 16(2), 131-138
- 21.-Chiche G. Prótesis Fija estética en dientes anteriores 1ra ed. Masón. Barcelona (2000). C-5
- 22.-Goldstein R. odontología estética 1^a ed. Ars Medica. Barcelona (2002). Vol-1.411-435
- 23.- Bottino M. Estética en rehabilitación oral. Metal Free. Brasil, Artes Medicas Latinoamericanas, 2001 PP. 1 Pp.359-379.
- 24.-[Http://www. Odontología-online.com/casos/part/MAS/MAS01/mas01.html](http://www.Odontología-online.com/casos/part/MAS/MAS01/mas01.html)
- 25.-<http://es.wikipedia.org/wiki/Circonio>
- 26.-Schwartz, R. Summitt, J., Robbins, J., Fundamentos en odontología operatoria. Un logro contemporáneo. Primera edición. Venezuela. Actualidades medico odontológicas. Latinoamerica. 1999. Pp. 141-179.
- 27.- Asche, K., Dale, B. Odontologia Estetica. Una aproximación clínica a las técnicas materiales. Segunda edición. España. Ed. Elsevier Science. 2002. Pp.41-52.