UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

REHABILITACIÓN CON CORONAS DE ZIRCONIA MONOLÍTICA EN SECTOR POSTERIOR.

TRABAJO TERMINAL ESCRITO DEL DIPLOMADO DE ACTUALIZACIÓN PROFESIONAL

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:

LIZBETH DEL CARMEN FUENTES DÍAZ

TUTOR: C.D. RODRIGO DANIEL HERNÁNDEZ MEDINA

ASESOR: Dr. VÍCTOR MORENO MALDONADO

MÉXICO, Cd. Mx. **2017**

Universidad Nacional Autónoma de México
UNAM
Biblioteca Central
Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

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.

A mis padres Humberto y Carmen, agradezco infinitamente todo el esfuerzo, apoyo y dedicación que me han brindado, estando conmigo en todo momento, cada uno es esencial para seguir adelante. Saben que este logro es de ustedes también y no habría sido posible sin su ayuda.

A mis hermanas Ye, Eli y Sky, gracias por su apoyo incondicional, paciencia y confianza que han depositado en mí. Me enorgullece mucho compartir este momento con ustedes y cumplir juntas nuestras metas.

A mis tías Abi y Alicia, han sido un ejemplo a seguir, son excelentes personas en lo profesional como en lo personal. Agradezco enormemente su apoyo, confianza, motivación y consejos.

A mis amigos incondicionales de toda la vida y los que conocí en la facultad que me han acompañado a lo largo de la carrera, es bonito terminar esta etapa y seguir conservando su amistad que será para siempre, gracias por el apoyo, cariño y momentos que hicieron esto fuera inolvidable, siempre habrá algo nuevo que aprender de ustedes.

Al C.D. Josué Jesús Luca Tejeda, muchas gracias por su asesoría, apoyo, tiempo y enseñanza para la realización de este trabajo teórico y clínico. Aprendí mucho de usted.

Al C.D. Rodrigo Daniel Hernández Medina y Dr. Víctor Moreno Maldonado, gracias por su asesoría para llevar a cabo este trabajo y lo aprendido durante el diplomado.

A mi grandiosa y querida universidad que me ha dado el privilegio y la oportunidad de formarme en lo académico como en lo ético.

Siempre seré… ¡Orgullosamente UNAM!

¡Por mi raza hablará el espíritu!

ÍNDICE

1. **INTRODUCCIÓN……4**
2. **OBJETIVOS……5**
3. **ANTECEDENTES……6**
4. **GENERALIDADES……8**
5. **ESTABILIZACIÓN DEL ZIRCONIO……12**
6. **PROPIEDADES……14**
7. **CLASIFICACIÓN DE LAS CERÁMICAS……19**
8. **PARÁMETROS DE LA PREPARACIÓN……28**
9. **CAD/CAM……31**
10. **CEMENTACIÓN……35**
11. **AJUSTE OCLUSAL Y PULIDO……37**
12. **PRESENTACIÓN DEL CASO CLÍNICO……38**
13. **CONCLUSIONES……46**
14. **REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS……47**

1. INTRODUCCIÓN

La estética dental ha tomado un lugar importante y ha sido un factor indispensable para la Odontología Restauradora.

La función masticatoria y componentes biológicos son importantes bases que se deben trabajar en conjunto para llevar a cabo un tratamiento con un resultado favorable. En la práctica clínica, se buscan sistemas conservadores, que sean seguros y predecibles a largo plazo.

El uso de coronas de zirconia se ha extendido debido a que posee grandes virtudes y confiables propiedades mecánicas, como resistencia, la cual es suficiente para soportar cargas oclusales. Estas restauraciones o estructuras son apropiadas para confeccionar prótesis anteriores y posteriores.

Además de la estética y cualidades ópticas que nos ofrece este material se considera como alternativa bastante favorable para conseguir una buena integración biológica.

Por otro lado, nos brinda una buena longevidad clínica, que también se da gracias a la biocompatibilidad y bioestabilidad que tiene con los tejidos de la boca y es así considerada como una de las mejores opciones para restauraciones o estructuras en prótesis fija.

2. OBJETIVOS

Conocer las cerámicas que están elaboradas a base de óxido de zirconio y que son posibles de aplicar en rehabilitaciones protésicas, así como explicar su clasificación, composición, propiedades, características, indicaciones y manejo clínico.

Describir la evolución de los sistemas y generaciones que actualmente existen en el campo odontológico para seleccionar el más adecuado para cada paciente.

Demostrar que el uso de prótesis hechas en zirconia es buena opción para rehabilitar dientes anteriores pero sobre todo posteriores.

3. ANTECEDENTES

Desde los años 80, el desarrollo que tuvieron las cerámicas en el campo odontológico fue considerablemente creciendo con la introducción de nuevos materiales y tecnologías.

A partir de 1990, la búsqueda de cerámicas estructurales, caracterizadas por mayores propiedades mecánicas que hicieran posible la aplicación para prótesis parciales fijas en los sectores posteriores, llevó a la utilización de oxidocerámicas basadas en la alúmina pura densamente sinterizada y del zirconio policristalino.[1]

Anteriormente ya habían sido estudiados nuevos procedimientos para poder estabilizar materiales que al ser sinterizados sufrían cambios en la transformación de la fase de la estructura de los cristales.

“El zirconio es una óxidocerámica constituída por metales en grado extremo de oxidación; que no reaccionan con otros elementos, dando como resultado una estabilidad química en ambientes ácidos y alcalinos, aún a temperaturas elevadas.”(Montagna)

Este elemento fue descubierto en 1789 por el químico alemán Martín Huiriche Klaproth y posteriormente aislado por el químico sueco Jöns Jakob Berzelius en el año de 1824.[2]

Posee propiedades importantes como tenacidad y resistencia a la corrosión. Otra característica importante es la biocompatibilidad que tiene y gracias a esto permite que pueda ser aplicado en Odontología.[1]

A principios de 1970, el zirconio fue utilizado como una capa protectora para evitar la corrosión de prótesis articulares en metal. Era considerado un biomaterial único que ofrecía la propiedad de ser suficientemente tenaz.

A mitad de los años 80, la aplicación se extendió para ser utilizada en prótesis de articulaciones de cadera, rodilla y metacarpianos.

En el año 2001, se presentaron fracturas de estas como consecuencia de lotes defectuosos, lo que originó el cese de producción de este.

Los primeros estudios sobre su uso en la Odontología se remontan a mediados de los años 70, los cuales tienen que ver con el revestimiento cerámico de implantes intraóseos metálicos, como protección de la corrosión para mejorar la biocompatibilidad.[1]

In Ceram Zirconia es introducida a mediados de los años 90, donde un núcleo opaco con base de alúmina se reforzaba con 35% de zirconio, y así la resistencia a la flexión aumentaba del 30 al 40%.

A principios de los 90 la osteointegración con implantes de zirconia fue demostrada (Minimimizato, 1990), así como en 1993 la osteogénesis con la superficie implante-hueso (Akagawa, 1993).[1]

En 1994 Keith aplicó fijaciones ortodónticas, y Meyenberg los pernos intrapulpares. Más tarde en 1999 Yldririm empleó pilares y aditamentos para implantes y la aplicación de coronas (Luthar, 1999; Filkser, 2001).[1]

Los pantógrafos fueron introducidos a mediados de los 80 (Celay) donde se realizaba el fresado de bloques de material cerámico y resinas calcinables con fresadoras manuales de precisión, más tarde en el 2000 fue desarrollada Zirkonzahn para el zirconio, que debido a su punto de fusión elevado debe ser trabajada por fresado.[1]

4. GENERALIDADES

El zirconio (Zr) es un metal lustroso y plateado, el cual se encuentra situado en el grupo 4 con número atómico 40 en la tabla periódica. En forma pura es relativamente blando y dúctil. En estado metálico, es utilizado en aleación con hierro, níquel y niobio.(fig.1)[2]

Fig.1 Zirconio.

El zirconio es un elemento bastante abundante y de gran distribución en la corteza terrestre. El óxido del metal es usado en Odontología, que es el óxido de zirconio (ZrO_2) conocido como zirconia.[1]

Además se comporta muy reactivo químicamente a temperaturas altas con elementos no metálicos y muchos metálicos. A temperatura ambiente no lo es, pues se forma una capa de óxido invisible en la superficie, lo que hace que el metal sea pasivo y permanezca con brillo al aire indefinido.[3]

Se caracteriza por su resistencia a la corrosión y buena conductibilidad térmica.

Posee una densidad de 6.49 g/cm3 a 20°C. El cual se funde cerca de los 1852°C. Se estima que su punto de ebullición es a los 3580°C, pero otras fuentes sugieren que es cerca de los 8600°C.[3]

Se describe como un material óptico refractario, que tiene un punto de fusión elevado de 2700°C.

El silicato de zirconio ($ZrSiO_4$) es el mineral del zirconio aprovechado comercialmente como gema, se utiliza como materia prima natural en la realización de cerámicas para estructuras de óxido de zirconio.[1]

El zirconio no se encuentra en estado libre en la naturaleza, siempre está asociado a otros elementos, como el oxígeno, donde deja de ser un metal y se transforma en un compuesto cerámico.[4]

Con el término óxido de zirconio o bióxido de zirconio (ZrO_2) se define al óxido de zirconio natural (badeleyita), presente en la naturaleza en forma monoclinal, es un material impuro no indicado como materia prima para la realización de cerámicas para estructuras.[1]

El óxido de zirconio estabilizado en forma tetragonal es la cerámica técnica, denominada zirconia y está disponible como:

- *Tetragonal zirconia polycristal* (Y-TZP), estabilizado a través del agregado óxido de itrio (Y_2O_3).[1]

- *Partially stabilized zirconia,* estabilizado a través del agregado óxido de magnesio u óxido de calcio (MgO, CaO).[1]

Debido al elevado estado de oxidación, el material no se comporta como un metal sino como una cerámica; es decir una óxidocerámica que es un grupo de sustancias inorgánicas no metálicas con estructura policristalina de granos finos.[1]

Se presenta de tres formas alotrópicas con diferentes parámetros dimensionales y geométricos, que son reversibles en relación con la temperatura: monoclinal, tetragonal y cúbica.(fig.2)[5]

El estado natural de la zirconia es de una forma con simetría monoclínica, la cual es estable hasta temperaturas aproximadamente de 1170°C, al aumentar la temperatura el retículo se convierte en una fase tetragonal que se encuentra entre 1170°C y 2370°C, donde presenta un volumen reducido cuando es

comparado con su estructura monoclínica. Posteriormente sobre los 2370°C entra a una fase cúbica y la fusión se produce de unos 2690°C a 2720°C.

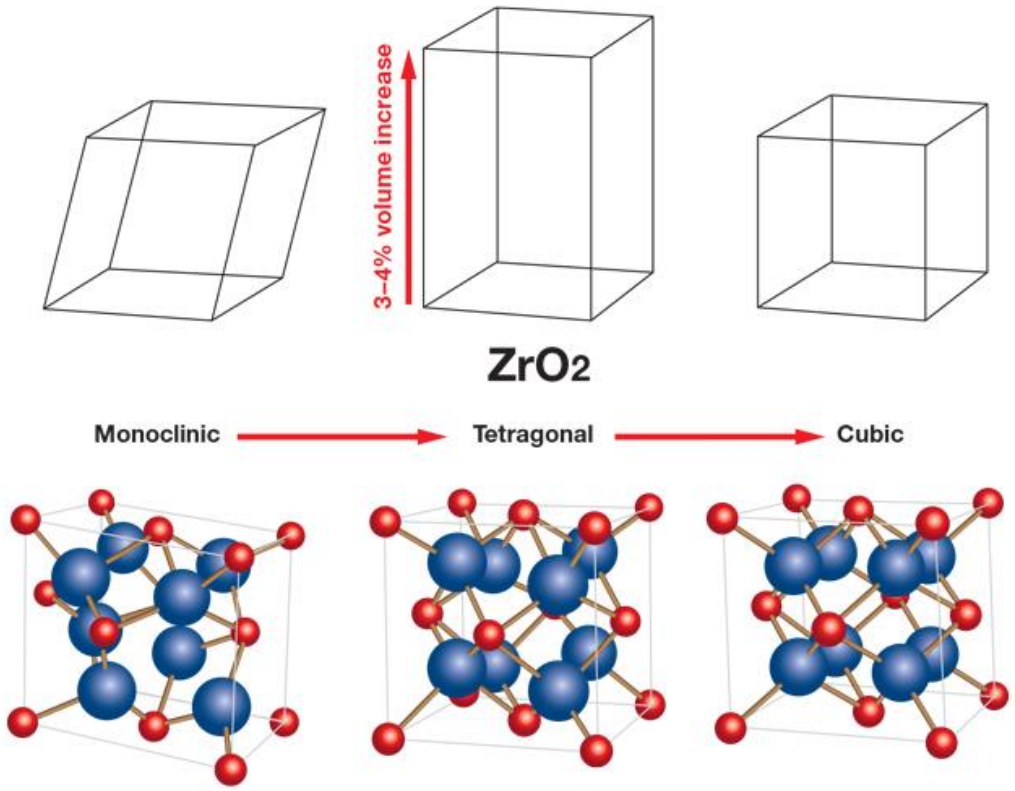

Fig.2 Formas cristalinas del zirconio. [5]

Durante el enfriamiento, la capacidad de transformación es reversible, de la fase cúbica a la tetragonal en un volumen de 2.5%, y de la tetragonal a la monoclinal de un 3 a 4% donde ocurre una expansión que se introducen tensiones en el material que causan micro y macrofracturas hasta la disgregación.(fig. 3 y 4)[6]

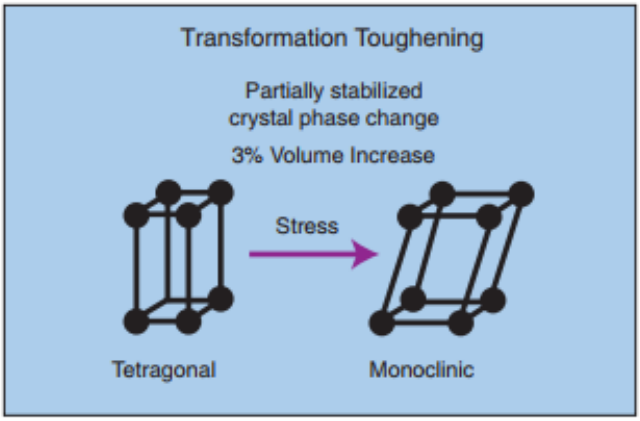

Fig. 3 Cambio de fase de una forma tetragonal a forma monoclínica.[6]

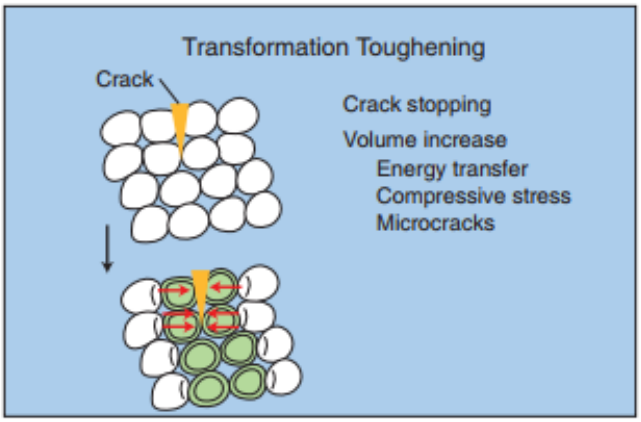

Fig. 4 Microfracturas debido al incremento de volumen causado por el cambio de fase. [6]

En los años 90 se introdujo el modo en el que se pudieran estabilizar las fases tetragonal y monoclínica hasta la temperatura ambiente, con el uso de óxidos estabilizantes.[1]

5. ESTABILIZACIÓN DEL ZIRCONIO

En el dopaje se agregan sustancias diferentes a otro material en pequeños porcentajes con el fin de modificar sus propiedades. El dopaje se utiliza para desplazar la transformación de fase a temperaturas más bajas mediante el agregado de óxidos, permitiendo obtener una estabilización de la fase tetragonal a temperatura ambiente.[1]

Cuando el óxido de itrio es adicionado a redes de zirconio, algunos de los iones del zirconio son sustituidos por iones de itrio, generando un número de vacíos de oxígeno garantizando la neutralidad del conjunto.[3]

Dependiendo de la cantidad del estabilizador agregado a la zirconia estabilizada, y de acuerdo a su microestructura se clasifican como:

1. Zirconio plenamente estabilizado (FSZ, Fully Stabilized Zirconia).[1]
2. Zirconio parcialmente estabilizado I y II (PZS, Partially Stabilized Zirconia).[1]
3. Zirconio totalmente estabilizado o zirconio tetragonal policristalino (TZP, Tetragonal Stabilized Polycristal).[1]

Para mejorar su tenacidad, al zirconio puro se le agregan óxidos como itrio, magnesio, calcio y cerio. Al zirconio plenamente estabilizado (FSZ) y parcialmente estabilizado (PSZ) se le agregan óxidos estabilizantes como calcio y magnesio los cuales solo son utilizados para industrias, y anteriormente en ortopedia.[7,1]

El zirconio plenamente estabilizado (FSZ) se encuentra en forma cúbica y el zirconio parcialmente estabilizado (PSZ) es formado por nanopartículas tetragonales o monoclínicas en una matriz cúbica.

En el zirconio totalmente estabilizado (TZP) predomina la fase tetragonal y se estabiliza principalmente con itrio o con cerio.[7]

En el zirconio totalmente estabilizado (Y-TZP) se agregan de 2 a 3 mol% de óxido de itrio (Y_2O_3), igual al 4 a 6% del volumen, para obtener una microestructura con propiedades mecánicas elevadas:

1. Retículo cristalino casi totalmente en fase tetragonal a una temperatura ambiente, con trazas de fase monoclinal.

2. Granos tetragonales de diámetro homogéneo en nanoescala (0,3 a 0,5 micrones).[3]

Los granos de pequeñas dimensiones que resultan y su homogenidad disminuyen la porosidad del material y aumentan la resistencia.

La fase tetragonal se presenta debido un equilibrio que se da por la compresión ejercida sobre los gránulos tetragonales de la matriz y su dimensión, y la concentración del óxido estabilizante (Y_2O_3).

El zirconio estabilizado con itrio es el más difundido, la microestructura que obtiene es dada por los granos ultrafinos (0,3 a 0,5 u) que son homogéneo y de pureza elevada.

El material debe estar compuesto en su mayoría por cristales tetragonales con una escasa fase cúbica. La fase cúbica disminuye las propiedades mecánicas ya que:

1. Los bordes de los granos cúbicos concentran tensiones debido a la diferencia dimensiones con respecto a los tetragonales.

2. Drenan itrio a partir de los granos tetragonales; disminuyen la estabilidad.

6. PROPIEDADES

La zirconia es un material extremadamente duro, las industrias crean bloques o discos que se utilizan para ser tallados y los dejan en un estado presinterizado (estado blanco o verde), facilitándose así su esculpido manual o mecánico. Después el material es llevado a un horno para terminar su sinterización, que con este obtiene sus propiedades físicas y mecánicas.[4](fig. 5)[8]

Fig. 5 Diferentes tipos de zirconia.

Composición química

Composición química (% en peso)	ZrO_2	87-95%
	Y_2O_3	4-6%
	Al_2O_3	1-5%
	HfO	0,1-1%

Biocompatibilidad y bioestabilidad

Estudios recientes han comprobado que la biocompatibilidad que nos ofrecen las cerámicas de zirconia tiene la capacidad de reducir la acumulación de placa dentobacteriana.[7]

Por otro lado, se comparó la adaptación de tejidos blandos con zirconia y tornillos de cicatrización de titanio, resultó que la respuesta inflamatoria que se presentó fue menor la de zirconia que la de titanio. Así mismo, la cantidad de bacterias patógenas con zirconia es reducida respecto al titanio.[7]

Experimentaciones in vitro demostraron ausencia de mutaciones y buena viabilidad de células dentro de muestras de hueso y músculo.[9]

De esta forma se considera que la zirconia es altamente bioestable con los tejidos blandos y duros de cavidad bucal.

Resistencia a la flexión

La zirconia monolítica presenta una resistencia a la flexión de 900 a 1200 MPa, supera la resistencia de cualquier otra cerámica dental, iguala o sobrepasa las propiedades de otras aleaciones metálicas. La carga oclusal que se presenta en cavidad bucal es de 50 a 250 N en función normal, hasta llegar a 800 N en parafunciones.[4,1]

El revestimiento con cerámica de recubrimiento aumenta la resistencia a la flexión de 1880 N a 2400 N en puentes de 3 piezas y de 1600 N a 1900 en puentes de 4 piezas. Los valores de resistencia son de 2 a 3 veces mayores que las fuerzas masticatorias máximas, (200 a 400 N en dientes anteriores y 400 a 600 N en dientes posteriores). Su resistencia a la compresión es acerca de los 2000MPa.[1,9,10]

Este material es considerado el más duradero y resistente de todas las cerámicas dentales, y se ha incrementado su uso en prótesis, comparte similitudes como módulo elástico y coeficiente de expansión térmica del acero y de aleaciones de titanio, tiene el potencial para ser utilizado en tratamientos confiables de varias unidades en prótesis para áreas de alto estrés como lo es en la zona posterior de la boca.[11,1,6](fig. 6)[12]

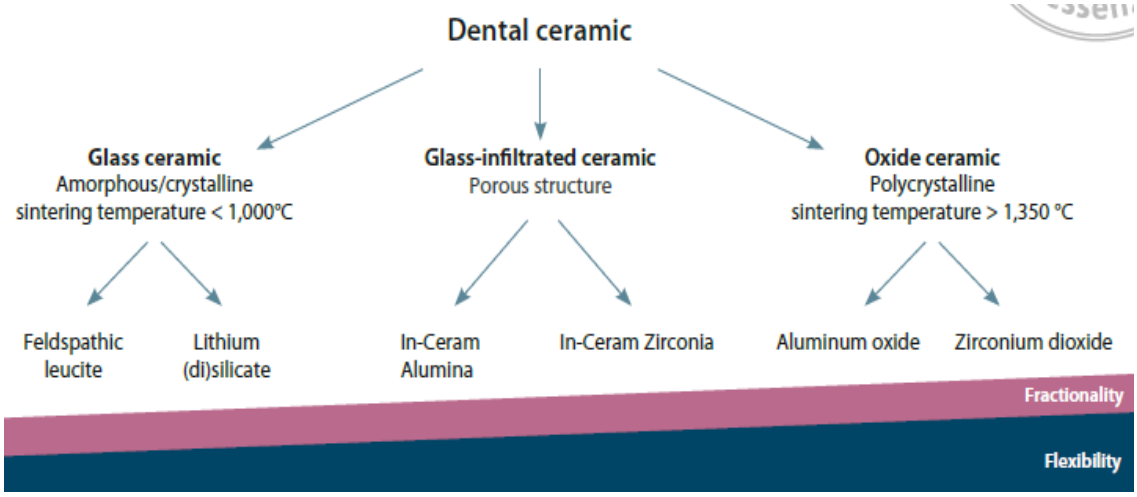

Fig. 6 Tipos de cerámicas dentales. [12]

Resistencia a la fractura

Tiene una tenacidad a la fractura entre 7-10 MPa/m^{-1}. La resistencia a la fractura va de la mano con los puntos anteriores. La zirconia cementada con ionómeros o con cementos a base de resina logra alcanzar una mayor resistencia comparada con restauraciones de disilicato de litio o feldespáticas.[9,13]

La resistencia con zirconia monolítica es mayor comparada con restauraciones de zirconia con porcelana, disilicato de litio y metal-cerámicas.[13]

Los cambios en las propiedades mecánicas pueden afectarse debido al mal procesamiento y manejo del material que se da en el fresado o en el baño de arena, obteniendo defectos en la superficie que tendrían como consecuencia la fractura.

Las propiedades mecánicas no presentan pérdidas evidentes después de estos procesos, llevando a cabo el adecuado tipo de arenado y esmerilado con fresas de diamante fino (<50 micrones).

Los procedimientos con coloración de iones no alteran las características mecánicas.[1]

Resistencia a la corrosión

Como otra propiedad importante se puede mencionar la alta resistencia a la corrosión. Es un material bioinerte, que no es soluble, no se degrada en boca, y no presenta cambios de color.[13,4]

Reducida conductibilidad térmica

A pesar de ser un metal como ya se mencionó antes, no se comporta como tal. Tiene una reducida conductibilidad térmica respecto a la alúmina.[1]

Reduce la sensibilidad a los incrementos térmicos y los riesgos de irritación pulpar.

Ausencia de fenómenos alérgicos

No genera reacciones inmunológicas. Se ha comprobado en la población que existe mayor riesgo de hipersensibilidad a otros metales como níquel y paladio.[1]

A través de experimentaciones se ha observado que dicho material no causa reacciones adversas, diferencias ni efectos tóxicos globales.[9]

Alta estética

Posee potenciales estéticos que cumplen con los principios de biomimética. En los últimos años los fabricantes han mejorado sus materiales para que el uso de tonos sea lo más parecido al diente natural.

La microestructura que es creada en la zirconia optimiza las propiedades ópticas para que sean lo más cercanas a imitar a las de los dientes naturales. Estas cualidades se dan gracias a las capas de colorantes líquidos, caracterización de superficie, glaseado y pulido final de la restauración.

Generalmente hablando, desde las cerámicas feldespáticas hasta las cerámicas policristalinas, si la translucidez disminuye, la resistencia aumenta.[7]

La zirconia monolítica se considera un material opaco comparado con otras cerámicas dentales, actualmente se ha trabajado en la translucidez para poder ser utilizado en zonas anteriores, es una alternativa estética más favorable que las metal cerámicas y restauraciones de oro en áreas con reducido espacio oclusal.[13](fig. 7 y 8)[6]

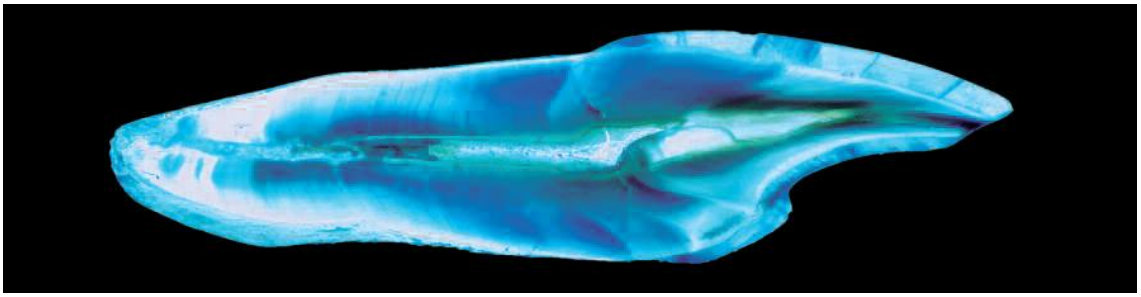

Fig. 7 Sección de diente natural, muestra opalescencia, fluorescencia e iridiscencia bajo luz especializada.

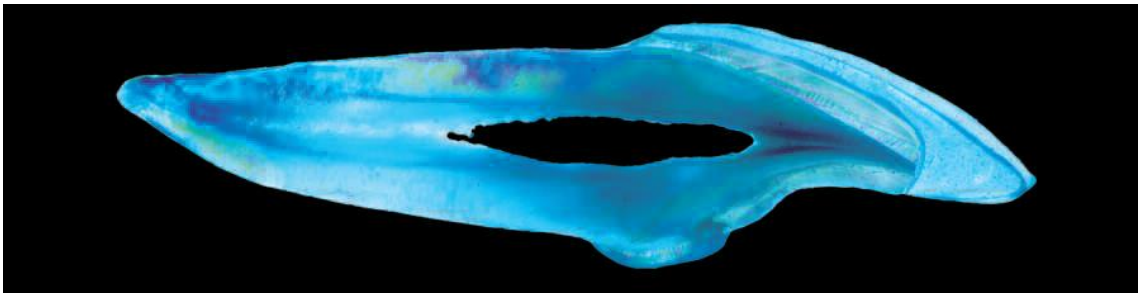

Fig. 8 Sección de diente natural con carilla de zirconia y porcelana VM9, muestra propiedades ópticas similares a las del diente natural.

Radiopacidad

Confiable propiedad como radiopacidad similar a las aleaciones metálicas.
Permite evaluar radiográficamente el sellado y ajuste marginal.

7. CLASIFICACIÓN DE LAS CERÁMICAS

Con el paso del tiempo, las cerámicas dentales han sufrido modificaciones en su composición química, propiedades estéticas, procesos de fabricación y sus indicaciones.

Las indicaciones y la composición de los materiales de las cerámicas dentales sirven como base para determinar la apropiada clasificación de cerámicas a usar para cada caso.

Las cerámicas son inorgánicas, sólidos no metálicos producidos por el calor a altas temperaturas y posteriormente llevan un enfriamiento en crudo de sus compuestos como nitruros, carburos, óxidos metálicos y boruros, así como una mezcla de ellos.

Las cerámicas dentales generalmente son categorizadas por su microestructura, por lo que facilita científicamente a entender su estructura y su naturaleza química.

La manera en la que la cerámica es procesada influye mucho en su comportamiento mecánico, por lo tanto también en su comportamiento clínico.

Clasificar a las cerámicas dentales de acuerdo a su composición y cómo son procesadas es mejor para proporcionar parámetros claros para evaluar una apropiada selección de la cerámica más conservadora para cada situación clínica.

A continuación se presentarán las categorías de la más conservadora a la menos conservadora de acuerdo a la preservación de la estructura en dientes sanos.

CL-I (polvo/líquido)

Las porcelanas polvo/líquido son elaboradas principalmente con materiales que contienen dióxido de silicio, poseen una matriz vítrea y una fase cristalina en diferentes porcentajes.

Ejemplos:

- Creation Porcelain®, Jensen Dental.

- Ceramco 3®, Denstply.

- EX-3®, Kuraray.

Aquí también se incluyen las porcelanas feldespáticas que pueden contener aluminosilicatos compuestos por potasio, sodio, bario o calcio.

Ejemplos:

- VITA VM 13®, VITA Zahnfabrik.

- Vintage Halo®, Shofu.

Son elaboradas manualmente (fig. 9)[14], son las más conservadoras y generalmente las más translúcidas, pero las más débiles. La alta translucidez y estética crean una ilusión de dientes naturales.

Fig. 9 Estratificación a mano con pincel en cerámica feldespática.[14]

Son ideales para casos donde se tiene en su mayoría estructura sana, como es más del 50% de esmalte sano, un 50% o más del sustrato es esmalte y 70% o más del margen está en el esmalte.

Se ha comprobado que las restauraciones de porcelana feldespática que son adheridas principalmente a esmalte han tenido un mayor éxito de longevidad.

Se requiere de un espesor de 0.2 mm a 0.3 mm para cambiar de tono.

Están indicadas generalmente en dientes anteriores pero también pueden ser usadas ocasionalmente en premolares y con mejor frecuencia en molares, solamente si se cumplen los parámetros de un nivel bajo de riesgo.(fig. 10 y 11)[14]

Fig. 10 Vista preoperatoria donde se requieren cambios estéticos

Fig. 11 Postoperatorio con carillas de porcelana feldespática.

CL-II (vitrocerámicas)

La composición de las Cl-II es similar a las porcelanas CL-I, poseen una matriz vítrea, pero en ambas varía la proporción vítrea-cristalina y los tipos de cristales.

En los materiales de la CL-II, otros tipos de cristales pueden ser agregados a la matriz vítrea.

Las CL-II difieren de las CL-I en su fabricación, ya que son elaboradas dentro de bloques de industria densos prensados y mecanizados. Las vitrocerámicas CL-II prensadas y mecanizadas se subdividen en dos grupos diferentes: CL-IIa y CL-IIb.

CL-IIa

Tienen de bajo a moderado contenido de leucita (<50%) y menos del 50% de contenido cristalino, se comportan como un vidrio, por lo que requieren de un adhesivo.

Ejemplos:
- Authentic®, Jenson Dental.

- VITABLOCS Mark II®, VITA Zahnfabrik.

Pueden ser indicados como las cerámicas CL-I, incluyendo dientes anteriores, premolares y algunas veces en molares. Se ha documentado que han tenido buena longevidad clínica en situaciones de estrés y/o cuando la dentina es expuesta.

Son altamente translúcidos, y requieren dimensiones un poco más gruesas para su trabajo y estética. El espesor mínimo requerido para el uso de carillas es de 0.8mm.

Los materiales de esta subcategoría demuestran el aumento de la resistencia debido a la técnica de procesamiento en el uso de bloques industriales densos fabricados y también debido a la leucita que aumenta el coeficiente termal de expansión inhibiendo la propagación de fisuras.

Este contenido de vidrio denso y leucita están indicados para carillas más gruesas, coronas anteriores e inlays y onlays posteriores, pero solo cuando se puede tener un buen mantenimiento de adhesión y sellado.(fig. 12)[14]

Fig. 12 Vista postoperatoria de carillas.[14]

CL-IIb

Es una nueva subcategoría que incluyen vitrocerámicas con moderado a alto contenido de fase cristalina (>50%). La microestructura consiste en una matriz vítrea que rodea una segunda fase de cristales individuales. Se origina un cristal homogéneo después de un proceso donde se agregan más cristales, los cuáles mejoran las propiedades mecánicas y físicas, se genera la compresión de estrés alrededor de los cristales.

El disilicato de litio (IPS e.max®, Ivoclar Vivadent) es un ejemplo, una vitrocerámica, compuesta por sílice, dióxido de litio, alúmina, óxido de potasio y pentóxido de fósforo.(fig 13)[17]

Fig. 13 IPS e.max®, Ivoclar Vivadent.

Cuando el componente cristalino alcanza su crecimiento óptimo en el proceso de fabricación es pulverizado y procesado con diferentes técnicas. El disilicato de litio está indicado como todas las vitrocerámicas, sin embargo debe ser monolítico y cementado con un cemento de resina.

Es apropiado para usarse en situaciones de mayor estrés como cuando se requieren coronas completas en molares.(fig. 14, 15 y 16)[14]

Fig. 14 Vista preoperatoria.

Fig. 15 Preparación reconstruída con resina.

Fig. 16 Cementación final.

Una nueva adición a la categoría es el silicato de litio (ZLSs) reforzado con zirconia. Ejemplo: VITA Suprinity®, VITA Zahnfabrik (fig. 17)[18] (fig. 18)[19]; (CELTRA Duo®, Denstply).

Fig. 17 VITA Suprinity®, VITA Zahnfabrik.[18]

Fig. 18 Restauración final con silicato de litio reforzado con zirconia.[19]

Estos materiales constan de una vítrocerámica de silicato de litio que es reforzada aproximadamente por un 10% de cristales de zirconia. Es un material relativamente nuevo en el mercado que tiene excelentes propiedades estéticas y físicas similares a las del disilicato de litio.

Las restauraciones de esta subcategoría demuestran alta resistencia, resistencia a la fractura y aspecto de dientes naturales, demostrando versatilidad y una alternativa resistente para varias indicaciones.

Están indicadas en situaciones de alto riesgo como cuando existe menos del 50% de esmalte, y menos del 50% del sustrato es esmalte y/o cuando el 30% o más del margen se encuentra en dentina.

Debido a las propiedades vítreas, se recomiendo usar adhesivo. La adhesión a la dentina es menor predecible por la flexibilidad de esta, las restauraciones adheridas a esmalte son más predecibles, por lo que se da mayor fuerza en esmalte que en dentina.

CL-III (cristalinas de alta resistencia)

Las cerámicas cristalinas de alta resistencia, poseen una mínima o nula fase cristalina, y son elaboradas por procesos industriales. Difieren de las vitrocerámicas en la manera en que la matriz cristalina sinterizada del material

de alto módulo (85% a 100% de volumen) crea una unión con las partículas en la fase cristalina.

CL-IIIa

Los materiales de esta clasificación son manufacturados creando una matriz porosa que está formada dentro de un bloque y el proceso final se procesa dando la forma y anatomía usando la tecnología CAD/CAM. Después una segunda fase se funde y rellena los poros en el material.

Las cerámicas de aluminosilicato de lantano entran en esta categoría, que al final son 85% cristalinas con un porcentaje mínimo de vidrio. Estos materiales han desaparecido del mercado y han sido remplazados por las cerámicas 100% policristalinas.

CL-IIIb

Las cerámicas de alta resistencia 100% cristalinas inicialmente fueron a base de alúmina, por ejemplo (Procera®, Nobel Biocare). Recientemente son a base de zirconia.

Ejemplos:
- Lava®, 3M ESPE.

- Prettau®, Zirkonzahn.

Los sistemas de alúmina han probado éxito en coronas individuales pero han sido remplazadas por la zirconia y el disilicato de litio debido al incremento de riesgo de fractura en la región posterior.

La zirconia se puede utilizar cuando no existe significante estructura de dentaria, donde existe alto riesgo de flexión y estrés, en coronas posteriores completas y prótesis parciales fijas, y cuando la cementación adhesiva es difícil como en márgenes subgingivales.

En casos donde la adhesión y sellado es difícil, (alto riesgo para cementación adhesiva, incluyendo problemas de humedad, alta tensión y estrés en las interfaces) las CL-III y metal cerámicas CL-IV (más adelante) son ideales de utilizar, porque se pueden utilizar técnicas de cementación convencional.

La alúmina y la zirconia son materiales que demuestran mayor resistencia que las clases CL-I y CL-II. Pueden ser utilizados para crear un núcleo como subestructura remplazando al metal, sin embargo son más opacas debido al alto contenido cristalino. Son estratificadas con porcelana y permiten que aumente su resistencia y resultados estéticos.

Requieren un espesor de 1.2mm a 1.5mm dependiendo del sustrato del color.

Actualmente se utilizan nuevas versiones de zirconia monolítica que son translúcidas para zona posterior. (BruxZir®, Glidewell Laboratories).

CL-IV (metal cerámicas)

Las metal cerámicas son esencialmente las porcelanas de la CL-I combinadas con un alto soporte de metal, permitiendo su uso en situaciones de alto riesgo de estrés donde coronas convencionales estéticas son requeridas. Son ideales en donde se tiene poca estructura dentaria.

Como la CL-III, estos materiales demuestran gran resistencia pero limitaciones estéticas. Requieren de espesores mínimos de 1.5mm para crear aspectos estéticos. Muestran cualidades similares a la zirconia, pero el metal no tiene la misma conductibilidad térmica como la zirconia.

La cualidad estética de las metal cerámicas puede incrementar si se utiliza con una subestructura como el oro (Captek®, Argen).[14,15,16]

8. PARÁMETROS DE LA PREPARACIÓN

El diseño de las preparaciones para coronas completamente cerámicas va a ser determinado en su mayor parte por el material cerámico elegido. Cuanto menor resistente sea el material cerámico, mayor tendrá que ser el enfoque sobre el diseño de preparación para que nos brinde mayor soporte.[20]

Zirconia con porcelana

- Las paredes axiales deben poseer conicidad expulsiva mínima de 3°, alisadas por fresas de granulación fina.

- La terminación cervical se debe realizar un chaflán y los ángulos axio-cervicales redondeados. Para una buena adaptación marginal deben ser bien lisas y nítidas.

- Están contraindicadas las terminaciones biseladas.

- El desgaste axial debe ser uniforme con una reducción mínima de 1 mm. Una reducción entre 1.2 mm y 1.5 mm es preferible para mantener un espesor mínimo de 0.5 mm para la porcelana estética que puede llevar de recubrimiento.

- El desgate mínimo en caras oclusales de dientes posteriores es de 1.5 mm para cúspides funcionales y no funcionales.

- En dientes anteriores se recomienda desgaste incisal de 2.0 mm.

- La reducción vestíbulo-lingual del borde incisal aproximadamente de 0.9 mm.

- Todos los ángulos de la preparación deben estar redondeados, para facilitar la lectura del sensor óptico laser, fresado y reducción de contracción de tensiones.[1](fig. 19 y 20)[21]

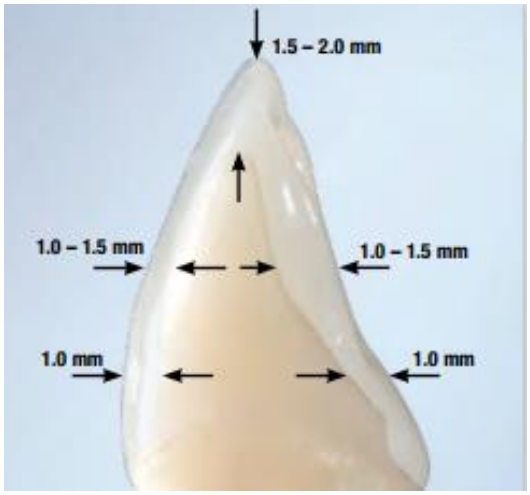

Fig. 19 Preparación recomendada para dientes anteriores. [21]

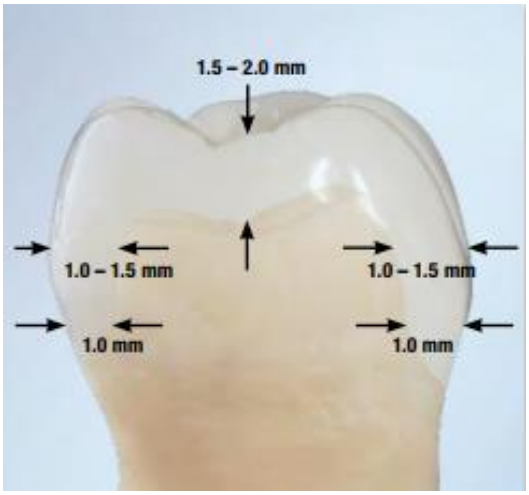

Fig. 20 Preparación recomendada para dientes posteriores. [21]

Zirconia monolítica

La interface que existe entre la porcelana de recubrimiento y la estructura de zirconia, cuando se tiene expuesta a un alto estrés ha demostrado ser la parte más débil de la restauración.[7]

La introducción de materiales translúcidos y los cambios de colores gradualmente en multicapas han permitido eliminar el uso de porcelanas como recubrimiento en zonas de alto estrés.[7]

Las restauraciones de zirconia monolítica ofrecen mayor resistencia con una menor reducción del diente y logran tener una adecuada estética.

La zirconia monolítica se empezó a utilizar para disminuir el riesgo de "chipping" o fractura.

Ventajas:

- No existe problema con el chipping.
- No se requiere necesidad de aplicación de porcelana.
- La expansión térmica que ocurre entre el núcleo y la porcelana es evitada.

- Sólo se requiere colores que son glaseados.

Se tienen algunas desventajas:

- Las caracterizaciones estéticas pueden ser limitadas.
- El envejecimiento de la zirconia puede ser posible.[7]

Preparación

- Se requiere de una preparación más conservadora, similar a la de coronas metálicas. Favoreciendo el diente del paciente y tiempo de trabajo.[22]
- Reducción bien definida y circunferencial con un chaflán en terminación cervical.
- Reducción oclusal y axial mínima de 0.3 mm para dientes anteriores y 0.5 mm para dientes posteriores hasta 1 mm.
- Todos los ángulos deben ser redondeados
- Dar la conicidad de al menos 5°, no biselar.[21](fig. 21 y 22)[21]

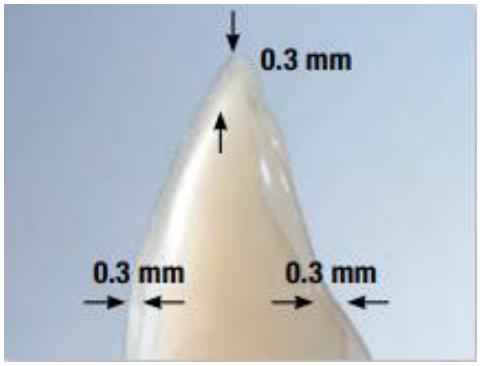

Fig. 21 Mínimo desgaste en dientes anteriores.

Fig. 22 Mínimo desgaste en dientes posteriores.

9. CAD/CAM

La tecnología CAD/CAM es tan avanzada y permite realizar restauraciones en menor tiempo que otros procedimientos convencionales. Tiene la capacidad de diseñar y tallar coronas monolíticas, aditamentos, barras para implantes, entre otras, teniendo como resultado alta precisión y excelente adaptación y sellado marginal confeccionado con robots.[22,4]

CAD (Computer Aided Design, diseño asistido por computadora) es realizado por un software tridimensional, es un proceso que permite realizar diseños técnicos en 3D.[1]

CAM (Computer Aided Manufacturing, fabricación asistida por computadora) define los procesos que permiten la construcción de productos que derivan las elaboraciones CAD, a través de sistemas robotizados (fresadores).[1]

La impresión de las preparación a restaurar se puede realizar de dos formas, mediante un método convencional o a través de un lector digital diseñado para este sistema.(fig. 23)[8]

Impresión de la preparación

En el método convencional se toma una impresión con siliconas por adición y después se obtiene un modelo para trabajar en él, posteriormente los muñones del modelo de trabajo son “pintados” con un procedimiento especial y es escaneado en el laboratorio para llevarla al computador.[4]

En la otra, la preparación del diente es impresionada digitalmente en boca, para llevar la información al procesador y después se envía por internet al centro o laboratorio que confeccionara las estructuras que serán maquinadas por órdenes de un computador.[4]

Computador con software

El computador tiene un software que realiza correcciones mediante un programa específico donde se diseña el coping, estructura o restauración final.

Luego se ordena al computador que dirija a un robot para crear lo que se solicita a partir de un bloque se cerámica de alta resistencia.[4]

Robot o máquina de tallado

Después de seleccionar el material, se lleva el bloque prefabricado a la máquina, es tallado con fresas específicas que son sustituidas cada cierto tiempo.[4]

Los sistemas requieren de gran refrigeración acuosa y con gran precisión definida.[4]

Las cerámicas son extremadamente resistentes al desgaste, las casas comerciales entregan estas en un estado presinterizado para facilitar el tallado y después ir al horno para finalmente obtener su resistencia y estado final.[4]

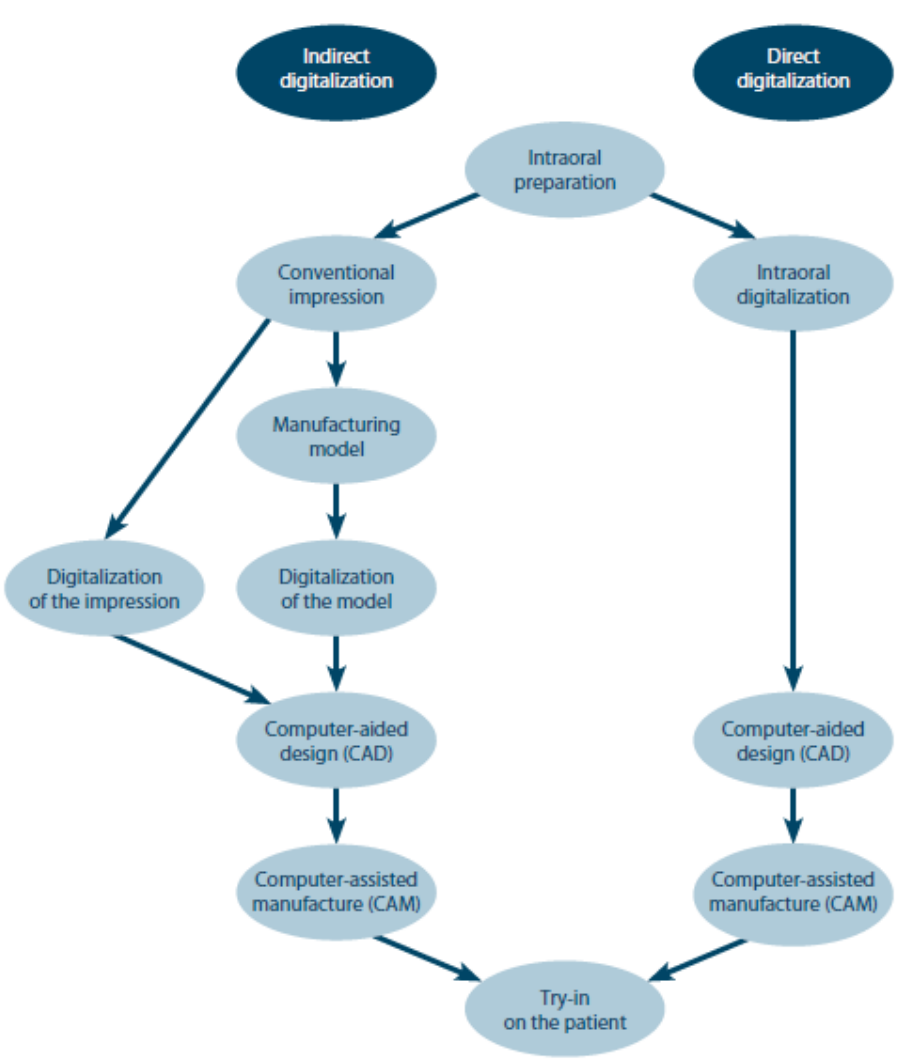

Fig. 23 Opciones para la fabricación de restauraciones de zirconia.[8]

Bloques tallables

Inicialmente los bloques venían de un solo color, blanco, y luego eran sumergidos en tintes líquidos para darle el color deseado. Actualmente se producen los bloques del color base que se desea. De acuerdo a la necesidad y forma de la estructura a realizar los bloques se encuentran en presentaciones en forma de dados, bloques o rosetas.[4](fig. 24)[23]

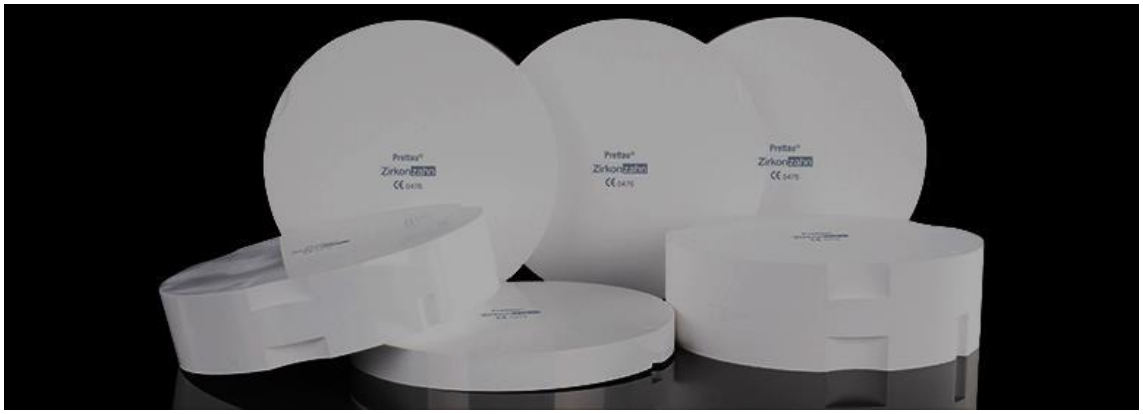

Fig 24 Bloques de Zirconia Prettau®.[23]

10. CEMENTACIÓN

El cementado ayudará a lograr una adecuada retención, resistencia y sellado de la interfase entre el material y el diente.

La selección de un cemento dependerá de las propiedades físicas, químicas y mecánicas, sensibilidad de la técnica, tiempo de trabajo y fraguado, adhesión de estructura dentaria y al material, propiedades anticariogénicas y biocompatibilidad.[2]

Normalmente el laboratorio realiza un arenado interno previo a la cementación para aumento de rugosidades, adhesión micromecánica del cemento, y limpieza de la restauración.

El arenado o baño de arena es un tratamiento superficial, se utiliza aire con partículas de Al_2O_3 que con impactadas hacia la superficie de la zirconia, el cual activa el fenómeno de transformación de fase tetragonal a monoclínica. Aumenta la fase monoclinal en un 13% a 17% y así mismo la resistencia a la flexión por el incremento de estrés superficial de compresión, consecuencia de la expansión causada de la fase tetragonal a monoclínica.[1]

El acabado y fresado que se realiza en el laboratorio con abrasivos también aumenta la transformación de fase tetragonal a monoclinal, y siendo un opuesto al anterior, aquí disminuye la resistencia a la flexión.

El baño de arena realizado después del fresado compensa la generación de los defectos, y crea un capa compresiva se zirconio monoclinal superficial, aumentando la resistencia a la flexión.[1]

Cementación convencional

Su cementación puede ser realizada con cementos de ionómero de vidrio convencionales, tienen la capacidad de adherirse a la estructura dental. Su resistencia mecánica es parecida a la de los metales.

Se pueden realizar cementaciones provisionales antes de la definitiva, únicamente si la restauración tiene excelente ajuste y se encuentra segura su estabilidad, con cementos a base de óxido de zinc (con o sin eugenol) o a base de hidróxido de calcio.[2]

Algunos profesionales sugieren que el uso de cementos convencionales hace más práctica la cementación.[2]

Cementación adhesiva

El uso de cementos resinosos presenta características más favorables con respecto al cementado convencional como retención, solubilidad, resistencia, mecánica y estética.[1]

La cementación adhesiva aumenta la resistencia de las cerámicas y disminuye las fracturas internas.[2]

Las cerámicas feldespáticas pueden ser grabadas con ácido fluorhídrico, la zirconia por su dureza y estructura cristalina compacta es resistente al ácido, por lo tanto, no debe ser grabada.

Cuando se utilizan cementos autoacondicionantes o autograbantes no es necesario tratar las superficies con arenado, pero si se desea se puede realizar un arenado para obtener mayor retención.

La zirconia puede ser preparada con un primer o imprimador (10-methacryloyloxydecyl dihygrogen phosphate) como MDP® (Kuraray), Z-Prime Plus® (Bisco) que están compuestos por monómeros hidrofóbicos, el grupo éter fosfato del monómero adhesivo logra unirse directamente a los óxidos de la zirconia, dándose una unión química entre el MDP y los óxidos de zirconia y alúmina, incrementando la resistencia adhesiva. Se coloca el agente, se deja secar por diez segundos y se realiza la unión con el cemento adhesivo a la estructura cristalina.

11. AJUSTE OCLUSAL Y PULIDO

Los ajustes oclusales se realizan con papel de articular para determinar los puntos altos, posteriormente con fresas de diamante de grano fino, puntas de goma y pastas abrasivas para pulir superficies cerámicas con abundante refrigeración. El acabado es importante no tratarlo con revoluciones demasiado elevadas, en pieza de baja velocidad no debe superar las 10,000 rpm y no ejercer demasiada presión si se utiliza presión con pieza de alta.

El acabado con fresas abrasivas de grano normal o grueso causa disminución de propiedades mecánicas de la zirconia, dando origen a defectos como microfisuras y grietas superficiales que pueden reducir la resistencia y ocasionar fracturas, limitando la durabilidad de la cerámica.

Si el desgaste se realiza sin irrigación, la resistencia a la flexión disminuye por el sobrecalentamiento que es generado.

Varios estudios han comprobado que la zirconia pulida sin glasear resulta menos abrasiva para el diente antagonista que la zirconia glaseada, debido a que la delgada capa de glaseado tiende a ser desgastada en un periodo corto (meses) con la función masticatoria, pero si la superficie queda con rugosidades esto puede incrementar el desgaste antagonista.[11,13]

La zirconia pulida mecánicamente sin glasear muestra la menor cantidad de esmalte desgastado, seguido por las coronas de metal porcelana y después coronas monolíticas de disilicato de litio glaseadas, mientras que la zirconia monolítica glaseada muestra el mayor desgaste.[24]

La pérdida de volumen de desgate con coronas de zirconia es mayor que las coronas de oro.[25]

12. PRESENTACIÓN DEL CASO CLÍNICO

Se presenta a la clínica del diplomado de Estética Restauradora de la Facultad de Odontología, paciente femenino de 50 años de edad, aparentemente sana.

Acude refiriendo molestia en sus coronas inferiores, así como empaquetamiento de alimento y un mal sabor en boca.

A la exploración intraoral se observa Clase I molar y canina bilateral, mordida cruzada posterior derecha, restauraciones defectuosas, mal ajustadas y desgastadas, presencia de recesiones gingivales en múltiples dientes, y encía inflamada en algunas zonas.

Montaje de modelos en articulador semiajustable

(Figs. 25-29)[fd]

Se toman impresiones totales en arcada superior e inferior para montaje en articulador y registros oclusales.

Fig. 25 Vista frontal.

Fig. 26 Lateral derecho.

Fig. 27 Lateral izquierdo.

Fig. 28 Lateralidad derecha.

Fig. 29 Lateralidad izquierda.

Serie radiográfica

(Figs. 30-32)[fd]

Al examen radiográfico se observaron dientes 37, 46 y 47 aparentemente sanos, sin lesiones periapicales, corroborándolos con pruebas de vitalidad.

En diente 36 se observaron dos lesiones radiolúcidas aproximadamente de 4mm x 1mm y de 3mm x 1mm no definidas, se decidió no hacer retratamiento de conductos, debido al tiempo en que el tratamiento llevaba realizado y la lesión había permanecido llevando un control donde se compararon radiografías y significativamente no había evolucionado.

Se evaluaron las proporciones corona-raíz de los dientes a tratar resultando adecuados para ser rehabilitadas protésicamente.

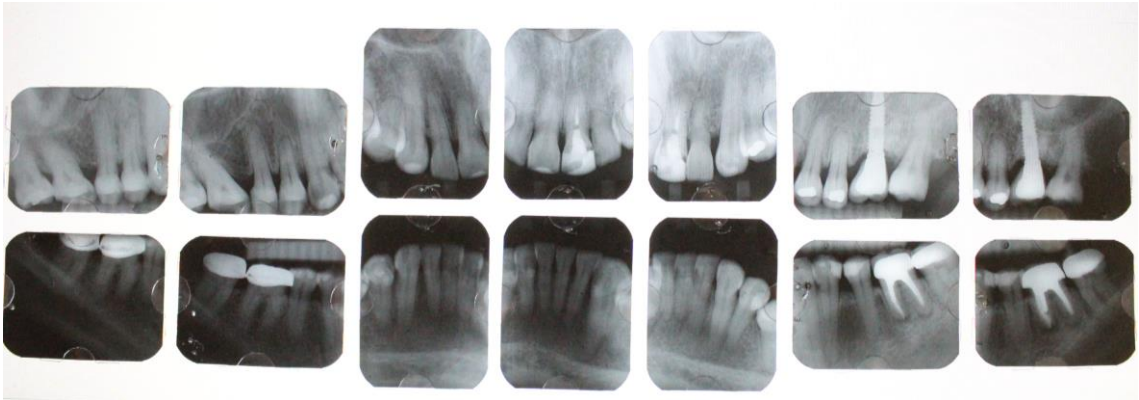

Fig. 30 Serie radiográfica completa.

Fig. 31 Dientes 46 y 47.

Fig. 32 Dientes 36 y 37.

Fotografías iniciales intraorales

(Fig. 33-37)[fd]

Fig. 33 Vista frontal.

Fig. 34 Oclusal superior.

Fig. 35 Oclusal inferior.

Fig. 36 Lateral derecha.

Fig. 37 Lateral izquierda.

Plan de tratamiento

Se programaron coronas en zirconia monolítica en dientes 36, 37, 46 y 47.

Procedimiento

(Figs. 38-53)[fd]

Se retiraron coronas de metal-porcelana en dientes 36, 37, 46 y 47, seccionándolas con ayuda de fresas y botador de coronas.

Al retirar las coronas se encontraron caries en dientes 37, 46 y 47, fueron removidas junto con las bases existentes, dejando recubrimiento indirecto en diente 47 y reconstruyéndolo con ionómero de vidrio tipo II, también existía un muñón elaborado con amalgama en diente 36.

Se repreparaaron los cuatro molares con fresas troncocónicas de grano grueso, marcando un chaflán en línea de terminación y posteriormente con fresas de grano fino se pulieron y se redondearon todos los ángulos.

Se tomó impresión con hule polivinilsiloxano (Coltene®) con técnica de dos pasos y con hilo retractor 000 (Ultrapak®, Ultradent) para iniciar la retracción dentro del surco y mantenerlo seco, y 00 para retraer lateralmente tejido gingival.

Se tomó color con colorímetro Chromascop® (Ivoclar, Vivadent) obteniendo un tono 5B en tercio medio-oclusal y 2E en cervical.

Fig. 38 Preparaciones terminadas de dientes 36, 37, 46 y 47.

Figs. 39 y 40 Preparaciones terminadas.

Fig. 41 Toma de impresión con técnica a dos pasos.

Figs. 42 y 43 Selección de color. 5B Medio y oclusal/2E Cervical.

Fig. 44 Elaboración de provisionales con acetato.

Se realizaron ajustes oclusales con papel de articular de 40 micras (Bausch®), ocupando fresas de diamante (NTI®) de grano fino 848-016 SC-FG (anillo rojo) y extrafino 859-014 SF-FG (anillo amarillo) y con ayuda de gomas para pulir porosidades y rugosidades, con alta refrigeración. Mejorando y optimizando del lado derecho la mordida cruzada que presentaba.

Después de los ajustes de oclusión se realizó la cementación con ionómero de vidrio tipo I debido a las condiciones en las que se encontraban las preparaciones, además la adhesión se mostró difícil parar ser tratada con adhesivos por la humedad presente y preparaciones subgingivales, previo aislamiento y desinfección con clorhexidina al 2%. La opacidad de la zirconia ayudó a cubrir el muñón metálico del diente 36. Se eliminó el excedente de cemento y se dieron indicaciones de cuidado.

Figs. 45 y 46 Coronas de zirconia monolítica Zir-MAX®.

Figs. 47 y 48 Restauraciones finales.

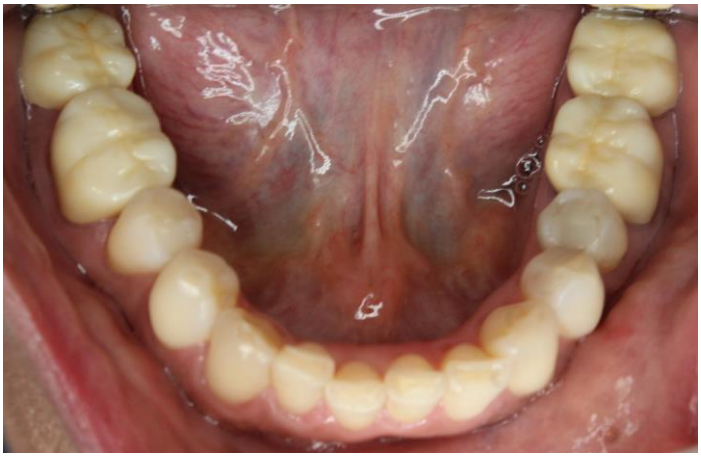

Fig. 49 Restauraciones finales cementadas
después de ajuste y pulido oclusal.

Figs.50 y 51 Vista oclusal.

Figs. 52 y 53 Adaptación y sellado marginal.

13. CONCLUSIONES

Se puede concluir que el uso de coronas en zirconia monolítica es una buena opción para rehabilitaciones en sector anterior pero sobre todo posterior.

Las propiedades mecánicas como resistencia a la flexión y a la fractura superan a cualquier otra cerámica, parecidas a las del acero y titanio.

Al rehabilitar zonas de alto estrés como es en dientes posteriores principalmente buscamos resistencia y durabilidad a largo plazo, características principales de esta cerámica.

La estética que ofrece la zirconia muestra similitudes ópticas a las del diente natural, resultando una alternativa más favorable respecto a las coronas elaboradas en metal-cerámica o restauraciones de oro.

Actualmente la alta exigencia estética que es demandada por el paciente ha ocasionado la introducción de nuevas generaciones de zirconia translúcida, es monolítica y se elabora en multicapas con la finalidad obtener cambios de colores graduales que se vean lo más natural, al elevar la translucidez disminuye la resistencia.

Algunas de las ventajas que tienen las restauraciones de zirconia monolítica: se pueden obtener reducciones más conservadoras aun cuando se tiene poco espacio interoclusal, fue creada para evitar el riesgo de chipping o fractura de la cerámica de recubrimiento con porcelana debido a causas biomecánicas o fallas en la elaboración del material y son menos abrasivas que las cerámicas vítreas.

La elaboración con sistemas CAD/CAM mejora el procesamiento para una excelente adaptación y sellado marginal, sin olvidar sus otras cualidades que van de la mano como biocompatibilidad y bioestabilidad.

La zirconia monolítica pulida manualmente causa menor abrasión para el antagonista (esmalte), seguido por metal-cerámica, disilicato de litio glaseado y al último zirconia glaseada.

Si no se lleva un correcto manejo en el laboratorio y consultorio como fresado, arenado y pulido final, las propiedades se modifican y se ven afectadas, disminuyendo su longevidad. Algunos autores sugieren no realizar arenado.

La cementación aumenta la resistencia, retención y disminución de fracturas. El tipo de cementación ya sea convencional o adhesiva dependerá de cada caso en específico.

Zir-MAX® es una zirconia monolítica lo que la hace ser de alta resistencia, ofrece gran estética teniendo de un 20% a un 50% de translucidez.

Está indicada para coronas unitarias, prótesis fijas de 6 hasta 8 unidades y pilares para implantes. También para pacientes bruxistas y cuando se tienen espacios oclusales mínimos.

Está contraindicada cuando se tienen preparaciones retentivas, márgenes ilegibles y preparaciones irregulares.

La selección de cualquier cerámica para rehabilitar cada caso se determinará de acuerdo a sus indicaciones y composición de sus materiales, se deberán evaluar las preparaciones y sus condiciones en las que se encuentren para elegir el tipo de cementación más adecuada ya sea convencional o adhesiva y obtener una mejor resistencia, retención y mejor pronóstico a largo plazo.

14. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Montagna F, Barbesi M. Cerámicas, Zirconio y CAD/CAM. Editorial AMOLCA. 2013. Pp. 3-435.

2. [En línea] [Citado el: 13 de agosto de 2017.] http://www.corporativo.net.co/bibliotecainsa/biblioteca/clases/11contenido/qui_11/qui_11_0001_040.htm

3. Cacciacane O. Prótesis. Bases y fundamentos. 1ª edición. Madrid. Editorial Ripano. 2013. Pp. 407-449.

4. Joubert R. Cerámicas estéticas anteriores. 1ª edición. México. Editorial Odontología Actual. 2016. Pp. 96-112.

5. [En línea] [Citado el: 22 de agosto de 2017.] http://bruxzirlabsofspain.es/bruxzir-full-strength-vs-bruxzir-anterior/

6. McLaren EA, Giordano II, Russell A. Zirconia-Based Ceramics: Material Properties, Esthetics, and Layering Techniques of a New Veneering Porcelain, VM9. Quintessence of Dental Technology 2005; 28: 99-111.

7. Ferencz J, Silva N, Navarro J. High-strength ceramics. Interdisciplinary Perspectives. China. Quintessence Publishing Co, Inc. 2014. Pp. 65-167.

8. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümkemann N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part II. Quintessence International 2017; 48: 441-450.

9. Ramesh T, Gangaiah M, Harish P, Krishnakumar U, Nandakishore B. Zirconia Ceramics as a Dental Biomaterial -- An Over view. Trends In Biomaterials & Artificial Organs. 2012; 26: 154-160.

10. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials. 1999; 20: 1-25.

11. Kelly R. Ceramics in Dentistry. Principles and practice. USA. Quintessence Publishing Co, Inc. 2016. Pp. 96-101.

12. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Edelhoff D, Lümkemann N, Figge D. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. Quintessence International. 2017; 48: 369-380.

13. Özkurt-Kayahan Z. Monolithic zirconia: A review of the literature. Biomedical Research. 2016; 27: 1427-1436.

14. McLaren EA, Figueira J. Updating Classifications of Ceramic Dental Materials: A Guide to Material Selection. Compendium of Continuing Education in Dentistry 2015; Vol. 36 Issue 6: 400-406.

15. McLaren EA, Figueira J. Updating Classifications of Ceramic Dental Materials. Inside Dentistry 2015;

16. McLaren EA, Whiteman YY. Ceramics: Rationale for Material Selection. Compendium of Continuing Education in Dentistry 2010; Vol. 31 Issue 9: 666-700.

17. [En línea] [Citado el: 22 de agosto de 2017.] http://www.ivoclarvivadent.co/es-co/p/todos/productos/ceramica-libre-de-metal/ips-emax-system-odontologo/ips-emax-disilicato-de-litio

18. [En línea] [Citado el: 22 de agosto de 2017.] https://www.vita-zahnfabrik.com/es/CAD/CAM/Restauracion-de-un-diente-individual/VITA-SUPRINITY-PC-44052,27568.html

19. [En línea] [Citado el: 22 de agosto de 2017.] https://www.vita-zahnfabrik.com/es/Caso-clinico-Eric-Berger-Restauracion-de-dos-incisivos-con-VITA-SUPRINITY-PC-45630,118936.html

20. Milleding P. Preparaciones para prótesis fija. Amolca. 2013. Pp. 217-222.

21. [En línea] [Citado el: 22 de agosto de 2017.] http://multimedia.3m.com/mws/media/881629O/lava-plus-clinical-handling-guidelines-for-dentists-and-labs.pdf

22. [En línea] [Citado el: 22 de agosto de 2017.] http://dentsply.com.mx/Pdf/Revtec/2015/feb_may2015.pdf

23. [En línea] [Citado el: 22 de agosto de 2017.] http://www.zirkonzahn.com/es/zirconia-prettau/zirconia-prettau

24. Rupawala A, Musani S, Madanshetty P, Dugal R, Shah U, Sheth E. A study on the wear of enamel caused by monolithic zirconia and the subsequent phase transformation compared to two other ceramic systems. Journal Of Indian Prosthodontist Society. 2017; 17: 8-14.

25. Kwon M, Cho S, Oh S. Two-body wear comparison of zirconia crown, gold crown, and enamel against zirconia. Journal Of The Mechanical Behavior Of Biomedical Materials. 2017; 4721-28.

fd. fuente directa