



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO

---

---



**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE PRÓTESIS DE ZIRCONIA  
FRENTE A PRÓTESIS METAL-CERÁMICA.

**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:

ELIZABETH RIVERÓN LEYVA

TUTORA: MTRA. MARÍA LUISA CERVANTES ESPINOSA



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

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

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

*A mis padres Ángel Riverón Fernández e Isabel Rosa Leyva Milanes que han sido mi mejor guía en la vida y que me educaron con los mejores principios y valores que podía haber tenido, porque a pesar de la distancia ellos son la razón de que haya llegado hasta aquí. Agradezco inmensamente a ellos porque dedicaron toda su vida a formarme y darme la oportunidad de tener una profesión.*

*A mi hermano Ángel Riverón Leyva que me ha brindado los mejores consejos del mundo y que siempre ha estado ahí para darme fuerzas y para disfrutar también mis victorias.*

*A la familia Terras Coballos porque sé que sin ellos esto no hubiese sido posible, gracias por brindarme su ayuda incondicional en las buenas y las malas y gracias también por haber abierto mis ojos a un mundo maravilloso que no conocía.*

*A la persona más maravillosa del mundo Reidsy Castillo García, que me ha soportado incondicionalmente y me ha dado todo el amor del mundo, haciéndome ver que la vida tiene miles de matices. Gracias porque has hecho que vivir contigo sea la experiencia más bella del mundo y porque sin ti nunca hubiese sido igual.*

*Finalmente a toda mi familia por los momentos felices que me han dado, y por haber puesto en mis manos un bote de confianza. A mis amigos Alejandra, Ana, Gina, Huitsi, Martha, Flor, Taymara, Ingrid, Moises y Jorge que han sido parte de muchos momentos de felicidad.*

*Quiero expresar también un profundo agradecimiento a quienes hicieron posible este trabajo con su apoyo y comprensión: a la Mtra. María Luisa Cervantes Espinosa, mi tutora por su incondicional dirección y asesoría.*

## ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	5
OBJETIVO	7
CAPÍTULO 1: HISTORIA Y ORIGEN DE LA ZIRCONIA	8
CAPÍTULO 2: PROPIEDADES DE LA ZIRCONIA	13
2.1 Propiedades físicas	13
2.2 Propiedades químico-mecánicas	13
2.3 Propiedades biológicas y comportamiento mecánico	15
CAPÍTULO 3: HISTORIA DE LAS PRÓTESIS METAL-CERÁMICA	17
CAPÍTULO 4: PROPIEDADES DE LAS RESTAURACIONES METAL-CERÁMICA	21
4.1 Clasificación de las aleaciones ceramometálicas	22
4.2 Unión de la porcelana al sustrato metálico	28
4.3 Propiedades físico- químicas	29
CAPÍTULO 5: CLASIFICACIÓN DE LAS CERÁMICAS DENTALES	31
5.1 Composición química	31
5.2 Técnica de confección	36
CAPÍTULO 6: CONSIDERACIONES PARA LA COLOCACIÓN DE UNA RESTAURACIÓN PROTÉSICA	39
6.1 Zirconia	41
6.2 Metal- Cerámica	45

CAPÍTULO 7: COMPARACIÓN DE LAS PRÓTESIS DE ZIRCONIA CON LAS PRÓTESIS METAL-CERÁMICA	52
CONCLUSIONES	58
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	61

## INTRODUCCIÓN

A través de los años la Odontología clásica intentó cumplir con dos premisas fundamentales, como eran: el alivio del dolor, restaurar y devolver la función, sin importar casi nada el concepto de integración estética y naturaleza conservadora.

Para rehabilitar a un paciente debemos tener en cuenta algunos factores como la realización de un buen diagnóstico, cuestionarnos cuál es el material que logra las mejores expectativas, y la elaboración de un adecuado plan de tratamiento basado en las características de los dientes a restaurar.

Cuando se desea realizar una corona individual o una prótesis fija, se plantean dos posibilidades, restaurar con coronas metal-cerámicas o bien con coronas libres de metal. Si bien las coronas vaciadas en metal han estado en el mercado dental durante muchos años debido a sus buenas propiedades y resultados en boca, actualmente ha habido un incremento en la utilización de coronas cerámicas, las cuales brindan al paciente una mejoría en el factor estético.

Las cerámicas dentales continúan con un prometedor desarrollo, pero el problema fundamental radicaba en lograr la creación de una subestructura o núcleo libre de metal, con buenas propiedades biológicas y mecánicas, que superen al de sus análogos actuales competidores.

Desafortunadamente las restauraciones metal-cerámicas van acarreadas de algunas limitantes como son que disminuyen la reproducción de la profundidad de color además de impedir la transmisión de luz, este problema va acompañado también de la presencia de un margen gingival metálico que se presenta frecuentemente.

A pesar de las múltiples ventajas de las restauraciones metal-cerámica, las prótesis de zirconia ofrecen integridad marginal debido a su línea de terminación supragingival, así como el sellado que se lleva a cabo con los nuevos sistemas adhesivos.

La elección de cualquiera de estos materiales depende de la solidez estructural del órgano dentario que se vaya a restaurar, ya que el desgaste oclusal es más profundo en las coronas metal-cerámica.

Numerosos autores refieren que las restauraciones metal-cerámica poseen mayor tiempo de vida que las libres de metal, su promedio de vida se ha reportado entre 7-10 años. Si establecemos un parámetro comparativo con las coronas de zirconia las cuales debido a su alta resistencia a cargas masticatorias son utilizadas para restaurar dientes anteriores y posteriores, vemos que estas tienen un promedio de vida de entre 3-5 años.<sup>1</sup>

Este material representa quizás el mayor avance a nivel estético de la odontología en los últimos años. Es un material presente en la corteza terrestre que sinterizado adquiere la dureza de un metal, pero con la diferencia que es de color blanco, con lo cual, se pueden realizar la mayoría de prótesis dentales con este material en sustitución al metal.

El propósito de este trabajo está en brindar al Cirujano Dentista un medio más de apoyo y consulta cuando exista la disyuntiva en la elección de alguno de estos materiales restauradores.

## **OBJETIVO**

Determinar las ventajas y desventajas de la utilización de Prótesis de Zirconia frente a Prótesis de Metal-Cerámica, tomando en cuenta las propiedades de cada uno de estos materiales.



# CAPÍTULO 1

## HISTORIA Y ORIGEN DE LA ZIRCONIA

El zirconio o zirconia (del árabe “zargun”, que significa “color dorado”), en estado puro existe en dos formas: la forma cristalina, un metal blando, blanco y dúctil; y la forma amorfa, un polvo negro-azulado.

El elemento fue descubierto en 1789 por el químico Martin Heinrich Klaproth, y aislado como mineral por el químico sueco Jons Jakob Berzelius en 1824. A finales de la década de los sesenta se inicio el estudio como un biomaterial denominado Policristales Tetragonales de Zirconio (TZP).<sup>2</sup>

Este elemento no fue aislado en estado puro hasta el año de 1914, perteneciente a los metales de transición, es un metal duro resistente a la corrosión, similar al acero. Es uno de los más abundantes y está ampliamente distribuido en la corteza terrestre. No es posible encontrarlo como metal libre, pero si formando parte de numerosos minerales como, el *circón* o silicato de circonio ( $ZrSiO_4$ ) y la *baddleyita* o dióxido de circonio, estabilizado con óxido de Ytrio, éste último de gran aplicación actual en odontología.<sup>3</sup>

La primera propuesta de utilización de óxido de zirconio para efectos médicos se hizo en 1969, en tratamientos ortopédicos, como un nuevo material para cadera que reemplazó muchas prótesis de titanio o alúmina.<sup>2</sup>

Debido a sus excelentes propiedades como la capacidad de transformación y endurecimiento de este material se efectuaron una cantidad considerable de trabajos de investigación a mediados de los 70's.

En 1975 el físico británico Ron Garvie publicó en el renombrado diario económico *Natura* un trabajo denominado “Zirconia : Ceramic Stell”. Este

artículo hablaba sobre un modelo para estabilizar la estructura tetragonal del dióxido de zirconio, en virtud de la cual recibió el nombre de “acero cerámico”. Esto lo logra con un proceso químico en el que añade aproximadamente un 5.5% de óxido de itrio, que ayuda al zirconio a alcanzar valores mecánicos excepcionales, una elevada estabilidad biológica y la resistencia al doblado y a la rotura alcanzaron los valores del acero.<sup>2,4</sup>

El dióxido de zirconio, también conocido como, zirconio o *baddeleyita* es un material cerámico blanco cristalino de los más estudiados. Requiere la agregación de estabilizadores, teniendo el óxido de ytrio amplia aplicación en odontología. En sus inicios, su uso estuvo enfocado como: material refractario, cerámica de vidrio, o como componente de partes desarrollada por la industria aeroespacial.

Actualmente, su uso en medicina está muy difundido. El titanio y las aleaciones metálicas usadas en odontología restauradora e implantológica pueden tener un efecto negativo sobre el metabolismo celular, pudiendo causar daños. Este hecho, al parecer se convierte en el principal motivo para ir en busca de materiales libres de metal, incluso para su aplicación en implantes dentales. Dentro de las principales propiedades positivas tenemos: biocompatibilidad, biofuncionalidad, estética, adecuada conducta mecánica, resistencia a la temperatura, reducida tendencia corrosiva, baja solubilidad; incrementando nuestras posibilidades de obtener la satisfacción del paciente desde todo punto de vista.

El uso de sistemas computarizados como el CAD-CAM en la fabricación de las prótesis ha aumentado la popularidad de este material. Se vislumbra la muerte de los patrones de cera, una restauración amplificada se diseña por un programa de computo y un bloque de pre-sinterizado de cerámica virgen es tallado con la ayuda de una maquina fresadora.

## Origen

Zirconio es extensamente distribuido en la corteza de la tierra. Sin embargo de los casi 20 minerales con contenido de circonio, sólo dos tienen importancia comercial. El circón, un silicato de circonio, es la fuente primaria de suministro; y el baddeleyite, un óxido de circonio, es una fuente menor de suministro. Las calidades del circón disponibles comercialmente son típicamente con un mínimo 64.5-66% de dióxido de circonio ( $ZrO_2$ ), mientras las calidades de baddeleyite tienen típicamente un mínimo 96-99%  $ZrO_2$ . Se estiman las reservas mundiales de circón en 32 millones de toneladas métricas, mientras que se identificaron reservas mundiales de circón de más de 60 millones de toneladas de  $ZrO_2$ . Las reservas de circón en los Estados Unidos son 1.7 millones de toneladas métricas  $ZrO_2$ . Además el fosfato, la arena y depósitos de la grava gruesa tienen el potencial para contener cantidades sustanciales de circón como un subproducto futuro. Aproximadamente 95% de todo el circonio consumidos están en la forma de circón, óxido de circonio u otros químicos de circonio. El resto se consume como metal de circonio y las aleaciones conteniendo circonio. Las cerámicas del circón, opacificantes, refractarios y aplicaciones de la fundición son los usos principales del circonio.

### Dióxido de Circonio

También conocido como el óxido de circonio y zirconia, dióxido de circonio ( $ZrO_2$ ), está comercialmente disponible en dos formas básicas: naturalmente, como el baddeleyite mineral, y sintéticamente, como derivado de arena del circón ( $ZrSiO_4$ ). La fuente principal del baddeleyite mineral se localiza en África del Sur, el co-derivado de la minería comercial del cobre, uranio y fosfato. Pueden encontrarse depósitos menores de Baddeleyite en la Rusia y Brasil. Estas fuentes no son consideradas tan viables como la fuente Surafricana

debido a los niveles más altos de impurezas y rastros radiactivos. La disponibilidad de Baddeleyite mundial está en el declive, un resultado de la situación Surafricana.

Hay una capacidad instalada sustancial para la fabricación de zirconios sintéticos, también hay abundantes suministros del circón como materia prima. Durante los años, se han desarrollado varios procesos diferentes para extraer el zirconio de arena del circón. Estos procesos pueden agruparse en cuatro tipos básicos, capaz de producir gránulos y polvos de zirconio que van de 75 a >99% en pureza.

- El Proceso fundido: Circón y carbono son calentados en un horno eléctrico de arco a 2000°C. Aquí el  $\text{SiO}_2$ , se reduce a  $\text{SiO}$  y después de vaporizarse deja atrás el zirconio. Con adicionales tratamientos, como una opción, un zirconio que contiene >0.2%  $\text{SiO}_2$  puede formarse.
- El Proceso alcalino: El circón está calentado (600-1000°C) con hidróxido de sodio o óxido del calcio (cal) para formar un silicato. Una subsecuente purificación para quitar el silicato, luego un secado o calcinado, producirán el zirconio con purezas de 0.10%  $\text{SiO}_2$ .
- El Proceso del Plasma: El circón se alimenta continuamente a través de un reactor dl plasma-arco a una temperatura alta (15,000°C), en que se separa el zirconio ( $\text{ZrO}_2$ ) y sílice ( $\text{SiO}_2$ ).
- El proceso químico se usa para quitar la sílice entonces, mientras rindiendo un zirconio en las calidades abajo a <0.10%  $\text{SiO}_2$ . El proceso de precipitación química: el circón es termoquímicamente disuelto y convertido en una solución. Varios compuestos de circonio pueden precipitarse entonces de esta solución, como oxyclouro de circonio o hidróxido de circonio. Éstos a su vez pueden calcinarse para formar zirconios con niveles de purezas hasta 99.9%.

Es necesario evaluar los zirconios diferentes para determinar cuál es el más apropiado para la aplicación intencional.  $ZrO_2$  puede existir como tres polimorfos diferentes bien-definidos: los monoclinicos, tetragonales y fases cúbicas.

- ✓ La fase monoclinica es la forma a temperatura de ambiente y es estable hasta aproximadamente  $1170^{\circ}C$  ( $2140^{\circ}F$ ).
- ✓ A esta temperatura se transforma en la fase tetragonal en la cual estará estable hasta  $2370^{\circ}C$  ( $4300^{\circ}F$ ).
- ✓ A esta temperatura se transforma en la fase cúbica y hasta el punto de fundición de zirconio  $2880^{\circ}C$  ( $4855^{\circ}F$ ).

Debido a esta propiedad, el zirconio es un material avanzado que ha encontrado su orientación en una variedad amplia de usos y aplicaciones extremas. Éstos incluyen los refractarios de alta temperatura, electrónica, los componentes cerámicos técnicos, los pigmentos colorantes, las capas de las barreras termales, y muchos más.

## CAPÍTULO 2

### PROPIEDADES DE LA ZIRCONIA

#### 2.1 Propiedades físicas <sup>3</sup>

Estado de la materia-----	Sólido
Punto de fusión-----	2128 °C
Punto de ebullición-----	4682 °C

#### 2.2 Propiedades químico-mecánicas <sup>3</sup>

Nombre, símbolo, número-----	Circonio, Zr, 40
Serie química-----	Metales de transición
Densidad -----	6511 kg/m <sup>3</sup> ,
Dureza Vickers -----	1200-1400
Resistencia a la flexión-----	>1000MPa
Apariencia-----	Blanco grisácea

Los materiales de restauración deben soportar fuerzas provenientes de la masticación, estas fuerzas generan un grupo de tensiones diversas.

La dureza de un material es la oposición que éste muestre ante la fractura, que se traduce en la cantidad de energía que se necesita para romperlo.

La resistencia a su vez es la tensión necesaria para causar fractura del material:

- Resistencia a la fractura:  $9 \text{ a } 10 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ . <sup>5</sup>
- Resistencia a la flexión:  $900 \text{ a } 1200 \text{ MPa}$  <sup>5,6</sup>
- Resistencia a la fatiga: 5 millones de ciclos con una carga de 2.8 a 28kN.

- Resistencia a la compresión: 2000 MPa (esta propiedad es de gran importancia ya que durante la masticación la mayoría de las fuerzas son compresivas)<sup>6</sup>.

La resistencia a fracturas es una medida de la habilidad de un material para resistir el crecimiento de las grietas. Ya que las restauraciones están sujetas a millones de cargas subcríticas (fatiga cíclica) a través de la masticación, los materiales con mas alta resistencia son mas ideales para uso clínico. Los factores tal como corrosión por tensión (crecimiento de grietas asistido químicamente) y fallas de material residual también afectan la fuerza final de un material acabado<sup>7, 8</sup>.

El incremento en propiedades físicas se puede atribuir a un proceso denominado transformación de fase o refuerzo de transformación. La zirconia parcialmente estabilizada existe en una configuración de cristal tetragonal. Cuando se aplica una fuente de energía externa a la zirconia, como en acabado mecánico, el material experimenta una transformación de fase a una configuración de cristal monoclinico. La fase monoclinica posee entre 3-5% mayor volumen que la fase tetragonal. En las regiones donde existen fallas microscópicas en el material, la transformación de fase tiene el potencial para restaurar grietas microscópicas sellándolas con el volumen adicional de cristal monoclinico. También se minimiza el potencial de propagación de grietas por la transformación de fase, que absorbe en parte las tensiones generadas por una fuente aplicada externamente (fig 1)<sup>6,7</sup>.

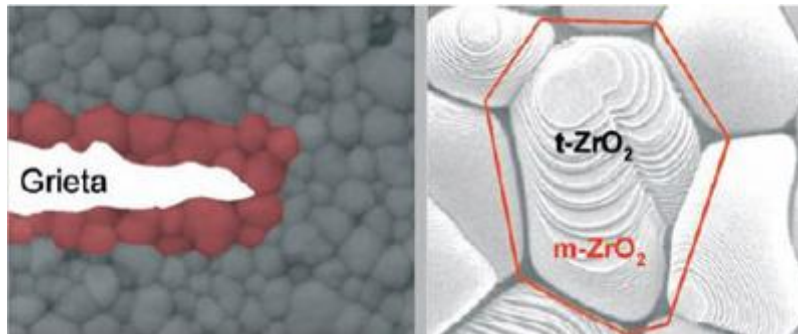


Fig 1. Transformación de fase tetragonal a fase monoclinica de la zirconia

La elasticidad de los materiales también es medida y representa la rigidez de un material dentro del intervalo de elasticidad. El módulo de Young de la zirconia es de 210 GPa<sup>6</sup>.

El zirconio después de pasar por su fase de molienda tiene mejores propiedades mecánicas y de recubrimiento ya que puede mejorar su resistencia a la fractura. La optimización del espesor del núcleo de zirconio, permite obtener un espesor suficiente de estratificación con porcelana, lo que denota mayor resistencia de estas restauraciones<sup>4</sup>.

### 2.3 Propiedades biológicas y comportamiento mecánico

- Biocompatibilidad con tejidos duros y blandos, al favorecer la unión celular de fibroblastos gingivales humanos e incrementar la proliferación y adhesión de osteoblastos en implantología.
- Baja acumulación de biofilm dental o reducida adhesión bacteriana, en prostodoncia e implantología.
- Favorecer el reposicionamiento del margen gingival y la reconstrucción espontánea de la papila gingival en implantología, otorgándole a la interface gingiva- circonio un número de analogías histológicas con la unión natural diente-encía.



- Adhesión ascendente de la encía, otorgándole una estética perfecta.
- Excelentes propiedades mecánicas y superior adhesión a materiales cerámicos de revestimiento, cuando se compara con elementos metalo-cerámicos en prostodoncia.
- Excelentes propiedades mecánicas aún en determinadas condiciones adversas<sup>3</sup>.

## CAPÍTULO 3

### HISTORIA DE LAS PRÓTESIS METAL-CERÁMICA

El término cerámica que proviene de la palabra griega Keramos, que se define como un material inorgánico no metálico usualmente utilizado para la fabricación de objetos sólidos realizados por la mano del hombre que hace referencia al elemento más importante en la evolución de las culturas antiguas. Constituido básicamente por arcilla y secadas al sol convirtiéndose en el único material para la elaboración de objetos de uso diario. Posteriormente con el ánimo de mejorar las características del material se dieron nuevas técnicas utilizando el fuego dando de esta forma el origen de la arcilla cocida <sup>9</sup>.

Los dientes en las culturas antiguas también jugaban un papel muy importante para la integridad facial y la preservación de la salud y reconocían que su pérdida especialmente en el sector anterior podía causar alteraciones físicas, funcionales hasta convertirse en un problema social. Por tal motivo a partir del siglo XVIII los materiales de elección para el reemplazo de los dientes eran: dientes humanos, dientes animales y dientes minerales (porcelana). Estos últimos empezaron a tener gran acogida por sus características estéticas y por su gran estabilidad debido a la ausencia de corrosión en la cavidad oral <sup>9</sup>.

Las cerámicas se dividen a menudo en tres subgrupos: las cerámicas de silicato, las cerámicas de óxido y las cerámicas que no contienen óxido. Las cerámicas de silicato tienen como componentes básicos, cuarzo, feldespato y caolín, en los que el componente fundamental es el  $\text{SiO}_2$ . Dependiendo de la relación de mezcla y del tamaño del grano de la sustancia en crudo, así como de la extensión de la concentración y de la temperatura durante la cocción (sintonización) se crea un amplio espectro de materiales cerámicos que incluye loza, gres, porcelana y vidrio.

Bajo el término de cerámica de óxido se encuentran el óxido de aluminio, dióxido de zirconio y dióxido de titanio, así como los óxidos complejos como espinelas, ferrita y titanio. Las cerámicas de óxido solo contienen componentes oxidantes, pero habitualmente se denominan también a las cerámicas con componentes de óxido mezclados como cerámicas de óxido <sup>10</sup>.

A partir de 1770, aparece la idea de utilizar porcelana como material para fabricar prótesis en odontología, tras numerosos intentos de elaboración de prótesis con materiales como pasta mineral de mástic, resina y corales en polvo de Grillemeau (1550-1613) y los dientes pintados sobre esmalte en una cápsula metálica de Fauchard (1678-1761), entre 1714-1792 el francés Alexis Duchateau cocinó por primera vez una prótesis de porcelana, procurando encontrar una solución a la insatisfacción que provocaba el cambio de color y mal aliento que le proporcionaba su propia prótesis.

Ya en 1774 el boticario Alexis Duchateau y el dentista parisino Nicolas Dubois de Chémant, desarrollan con gran éxito las primeras dentaduras cerámicas, este último en el año 1778 presentó una prótesis total, realizada en porcelana, pero no tenía formados dientes unitarios, sino únicamente líneas de separación marcadas. Hasta el año 1808 no se publicaron los detalles de la producción de la prótesis de porcelana, al retomar la producción el dentista Dubois-Foucou, tras patentar el sistema<sup>9</sup>.

Posteriormente en 1808 el dentista italiano residente en Paris, Guiseppangelo Fonzi fabricó con gran éxito dientes en porcelana con pines de platino como elemento retentivo para ser utilizados en la parte posterior mostrando de esta forma un gran avance en la odontología restauradora<sup>10</sup>.

Las técnicas de dientes unitarios mediante coronas cerámicas artificiales se desarrollan a finales del siglo XIX, a pesar de que De Chémant había descrito la posibilidad de una corona de porcelana con perno. Inicialmente se utilizaron dientes con un canal central que podían ser remachados mediante un perno a una base metálica<sup>10</sup>.

Sobre el año 1880, Cassius M. Richmond (1835-1902) obtiene la patente de la corona Richmond, denominada así por su fundador. Esta corona poseía un perno de oro soldado a una funda, en la que se encontraba una faceta de porcelana sobre un zócalo de oro<sup>10</sup>.

Con el ánimo de darles más utilidad a este tipo de materiales el dentista Bremen Wilhelm Herbst (1842-1917) en 1882 introduce las inlays de vidrio (no porcelana), mediante una mezcla de vidrio en polvo que se fundía directamente con una llama de gas en un modelo de yeso. Estas restauraciones eran de poca duración y no mantenían el color.

En la ya mencionada década de los ochenta alrededor de 1885 Logan resuelve el problema de unión entre la cerámica y los postes mediante la utilización de postes fabricados en platino y en 1886, Charles H. Land (1847-1919) originario de Detroit, aprovechando las ventajas de platino como estructura, introduce la primera porcelana feldespática para la elaboración de coronas e incrustaciones mediante la utilización de un horno controlado en temperatura. Esta técnica tuvo gran reconocimiento por presentar cualidades ópticas y fue más popular mediante la adición de alúmina como refuerzo<sup>9</sup>.

Las técnicas introducidas por Charles H. Land, encontraron dificultades por la difícil fundición del material. No se alcanzó un avance importante hasta 1897, cuando aparece la técnica de inlays cerámicos, cuando el americano Newell S. Jenkins obtuvo una masa de porcelana de bajo punto de fusión. La duración de las masas cerámicas dentales es analizada hasta principio del siglo XX: en 1910 Fickes publicó los primeros intentos de rotura en cuerpos en forma de dado. Víctor

K. Ilg en 1949 presenta una investigación sobre contracción y consistencia de la porcelana<sup>10</sup>.

En 1913 se hace realidad la cocción al vacío por el técnico alemán Helberger, pero solo hasta 1949 el cocido en vacío actualmente difundido se pudo introducir en la odontología gracias a los trabajos Gatzka. Esto permitió mejoras respecto a la translucidez, dureza y ausencia de burbujas<sup>10</sup>.

Gonon y Lakermance experimentaron en 1931 la cocción de cerámica con una red de alambre de platino enhebrada. En 1936 Hovestad, consigue por primera vez colar un puente de una aleación de platino-iridio para la cocción de la porcelana, finalmente utilizaron aleaciones de oro, platino y paladio para cocer cerámicas<sup>10</sup>.

En 1962 las empresas alemanas Vita y Degussa desarrollaron el sistema de coronas metalocerámicas Degudent, el que se continúa con Biodent Herador de oro en 1965. Estos sistemas forman la base de las restauraciones con metalcerámica dentro de la prótesis fija. Mediante la existencia de una estructura metálica se evita el inicio de rotura de las tensiones existentes, de tal manera que disminuye ampliamente el riesgo de fractura. En los siguientes años la tecnología ha estado encaminada a generar diferentes tipos de aleaciones para buscar buena compatibilidad metalocerámica, dado que estas restauraciones han sido de uso universal para coronas individuales y prótesis fijas con excelentes resultados<sup>10</sup>.

## CAPÍTULO 4

### PROPIEDADES DE LAS RESTAURACIONES

#### METAL- CERÁMICA

Por desgracia las cerámicas utilizadas en las restauraciones son frágiles y pueden sufrir fracturas como consecuencia de las elevadas tensiones de tracción que tienen que soportar. Por el contrario, las restauraciones metálicas son muy resistentes pero comprometen el factor estético por lo que no pueden ser utilizadas frecuentemente.

Afortunadamente se pueden combinar las cualidades estéticas de los materiales cerámicos con la dureza y resistencia de los metales para conseguir restauraciones con un aspecto muy natural y propiedades mecánicas excelentes<sup>11</sup>.

Las cerámicas utilizadas para estas restauraciones son porcelanas, de ahí su nombre habitual de restauraciones metal-porcelana. Éstas restauraciones deben su existencia a los siguientes descubrimientos: 1) cerámicas y aleaciones que forman una unión muy fuerte, 2) cerámicas y aleaciones con un coeficiente de expansión térmica muy parecido, 3) materiales cerámicos de bajo punto de fusión y 4) aleaciones que no se deforman a la temperatura de fusión de las cerámica. La cerámica debe fundirse y unirse a la aleación sin deformar la cofia metálica, y al enfriarse, la cerámica y el metal deben contraerse simultáneamente, de manera que la cerámica no se resquebraje ni se separe de la aleación <sup>11</sup>.

Los componentes químicos fundamentales de las porcelanas ceramometálicas son vidrios de aluminio silicato de potasio-sodio. Para conferir mayor opacidad se añaden diferentes mezclas de óxidos metálicos y no metálicos. La unión entre la

porcelana y el metal es casi tan resistente a la tracción como la porcelana opaca<sup>12</sup>.

La cerámica y las aleaciones metálicas deben poseer propiedades que permitan su compatibilidad física y química. La cerámica tiene una temperatura de fusión (entre 100-150 °C) inferior a la temperatura de fusión de los metales, lo que impide que la subestructura de metal colado se funda al aplicar la porcelana.

Las porcelanas ceramometálicas tienen un coeficiente expansión térmica compatible al de las aleaciones metálicas. El de la cerámica normalmente es de  $13-14 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ . Esto es aproximadamente  $0.5-1 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  menos que el coeficiente expansión térmica de la aleación colada; debido a esto la cerámica experimenta al enfriarse una ligera compresión en la unión ceramometálica. Lo cual hace a la cerámica mucho más resistente a la compresión que a la tracción<sup>12</sup>.

La estructura metálica reduce los defectos internos de la cerámica y soporta este frágil material, reforzando aun más la restauración<sup>12</sup>.

#### **4.1 Clasificación de las aleaciones ceramometálicas**

Una aleación ceramometálica debe tener suficiente espesor para prevenir su deformación. Lo ideal es que posea un módulo de elasticidad elevado para poder resistir la deformación del metal durante la cocción. Sin embargo, al enfriarse la restauración, la aleación debe ser capaz de deformarse ligeramente para aliviar las tensiones producidas por la contracción térmica de la porcelana. Si la aleación tiene un módulo de elástico muy elevado, no cederá y no aliviará dichas tensiones; por consiguiente, las tensiones permanecerán en el seno de la porcelana, pudiendo llegar a provocar su agrietamiento<sup>12, 13</sup>.

## **Grupo 1: aleaciones nobles de oro**

### Composición

- a) 96-98% de metales nobles
  - 84-86% de oro
  - 4-10% de platino
  - 5-7% de paladio
  
- b) 2-3% de metales comunes

Estas aleaciones aparecieron en la década de los 50; son más débiles y menos resistentes al hundimiento (la propiedad de una aleación ceramometálica de oponerse al flujo por efecto de su propio peso en la soldadura y la aplicación de la porcelana). Las aleaciones nobles de oro son más fáciles de soldar y colar, y poseen un color amarillo que ayuda a obtener los tonos dentales más claros. Son las más caras<sup>12, 13</sup>.

## **Grupo 2: aleaciones nobles blancas**

### Composición

- a) 80% de metales nobles
  - 51-54% de oro
  - 0% de platino
  - 26-31% de paladio
  
- b) 14-16% de plata

En este grupo se eliminó el platino, el metal más caro. Se redujo el contenido de oro y se aumentó la proporción de paladio. Se añadió plata para reducir la proporción total de metales nobles. Estas aleaciones tienen propiedades mecánicas superiores; son más fuertes y más resistentes al hundimiento, son fáciles de fabricar y menos caras que las del grupo 1. Sin embargo la plata puede tornar de color verde la porcelana y debido al tono de la aleación es más difícil conseguir tonos dentales claros<sup>12, 13</sup>.



### **Grupo 3: aleaciones de paladio-plata**

#### Composición

- a) 53-60% de metales nobles
  - 0% de oro
  - 0% de platino
  - 53-60% de paladio
- b) 30-37% de plata
- c) 10% de metales comunes

Estas aleaciones con fáciles de colar y soldar, poseen unas propiedades mecánicas aceptables y son las más baratas de las aleaciones nobles. El coeficiente de expansión térmica de las aleaciones paladio-plata es mayor que el de las aleaciones de oro, lo que obliga a utilizar porcelana con un coeficiente de contracción equivalentemente superior. La plata que contienen puede hacer verdear la porcelana, razón por la que hay que utilizar juiciosamente los acondicionadores de metales. Estas aleaciones son propensas a la contaminación con carbono, lo que altera la unión entre el metal y la porcelana<sup>12, 13</sup>.

### **Grupo 4: aleaciones de paladio-oro**

#### Composición

- a) 90% metales nobles
  - 45-52% de oro
  - 38-45% de paladio
- b) 0% de plata

- c) 10% de metales comunes

Gracias a sus propiedades mecánicas (módulo de elasticidad y resistencia a la flexión), a su facilidad de fabricación y a su exactitud dimensional son las más prometedoras de todas las aleaciones nobles. Poseen un coeficiente expansión térmica menor que el de las aleaciones de los grupos 1, 2 o 3; debido a ello, solo son compatibles con porcelanas que se contraen muy poco. Estas tienen el color del oro blanco <sup>12,13</sup>.

### **Grupo 5: aleaciones de níquel-cromo**

Composición

- a) 0% de metales nobles
- b) 100% de metales comunes
  - 60-82% de níquel
  - 11-20% de cromo
  - 2-9% de molibdeno
  - 0-2% de berilio

Los avances en los revestimientos de colado y la subida vertiginosa de los precios del oro en los años 70 espolearon la aceptación de las aleaciones de níquel. En general las aleaciones que contienen berilio se cuegan mejor y proporcionan una fuerza de unión entre la porcelana y el metal muy superior a la de las aleaciones que no contienen berilio. Estas aleaciones son muy duras. Poseen un módulo de elasticidad muy elevado y funden a una temperatura superior a la de los demás grupos. La presencia de níquel conlleva un cierto riesgo de hipersensibilidad en pacientes alérgicos y la pequeña cantidad de berilio puede ocasionar toxicidad en el laboratorio dental si no es manipulado correctamente <sup>12, 13</sup>.

## **Grupo 6: aleaciones de cobalto**

### Composición

- a) 0% de metales nobles
- b) 100% de metales comunes
  - 55-64% de cobalto
  - 25-34% de cromo
  - 2-9% de molibdeno

En general las aleaciones de cobalto no se cueñan, se sueldan ni se unen a la porcelana como las aleaciones de níquel que contienen berilio. Las aleaciones de cobalto son más duras y requieren más pericia técnica que las del grupo anterior <sup>12,13</sup>.

## **Grupo 7: aleaciones ricas en paladio**

### Composición

- a) 78-88% de metales nobles
  - 76-88% de paladio
  - 0-2% de oro
- b) 0-1% de plata
- c) 12-22% de metales comunes

Las aleaciones que contienen un porcentaje elevado de paladio son muy duras y poseen un módulo elástico muy elevado. Se cueñan peor que las aleaciones de oro y requieren más pericia técnica durante el periodo de fabricación. Estas aleaciones son compatibles con la mayoría de los sistemas de porcelanas <sup>12,13</sup>.

## **Grupo 8: titanio**

### Composición

- a) Titanio
- b) Pequeñas cantidades de hierro y oxígeno

Para colar el titanio se necesita un equipo especial, y toda la aleación recién fabricada debe utilizarse después de cada colada (es decir no se pueden utilizar los botones de coladas previas). El titanio para ser recubierto de cerámica se necesita una porcelana especial de bajo punto de fusión y un adhesivo. La porcelana especial tiene un valor cromático reducido, si se aumenta el valor también se aumenta la opacidad <sup>12,13</sup>.

## **Grupo 9: aleaciones cerámicas de oro amarillo de tipo IV**

### Composición

- a) 84-92% de metales nobles
  - 70-75% de oro
  - 9% de platino
  - 0% de paladio
- b) 0-10% de plata
- c) 8-16% de otros metales

Gracias a la aparición de cerámicas de bajo punto de fusión como “Golden Gate System” (Degussa), ya se pueden utilizar aleaciones convencionales de oro tipo IV para las aplicaciones ceramometálicas. Estas aleaciones se cuellan muy bien y se sueldan fácilmente. Su color amarillo ayuda a conseguir tonos muy claros en la porcelana. Son más baratas que las aleaciones cerámicas originales ricas en oro amarillo, pero más caras que las aleaciones de paladio-plata o las aleaciones cerámicas no preciosas. El coeficiente de expansión no es necesario reducirlo para conseguir su compatibilidad con la porcelana

debido a la aparición de nuevas porcelanas de bajo punto de fusión y gran coeficiente de expansión térmica<sup>12, 13</sup>.

- ❖ Las aleaciones con alto contenido en metales nobles proporcionarían mayor resistencia a la deformación, mayor módulo de elasticidad, alta resistencia a la tracción y dureza; por lo tanto serán más resistentes a la masticación.

#### **4.2 Unión de la porcelana al sustrato metálico**

La unión de la cerámica fundida al sustrato metálico puede ser de tres tipos:

- A. Unión mecánica: se logra por la capacidad de humectación superficial de la cerámica logrando un íntimo contacto. Adicionalmente el estado superficial de la aleación abrasado y preparado adecuadamente<sup>11</sup>.
- B. Unión compresiva- reológica: se desarrolla por contracción de la porcelana durante el enfriamiento que cubre la estructura. Juega un papel importante en la resistencia de unión<sup>9</sup>.
- C. Unión química: la presencia de metales formadores de óxido en especial de indio, hierro y estaño en la superficie de la aleación en una capa continua se combinan químicamente con la porcelana. La interfaz metal porcelana se une por enlaces covalentes. La fuerza de unión entre la porcelana y los diferentes sustratos metálicos puede llegar a valores entre 25-70 MPa (250 a 700 Kg/cm<sup>2</sup>), sabiendo que la fuerza masticatoria máxima que puede alcanzar un paciente en los dientes anteriores es de 90 Kg y en los dientes posteriores de 227 Kg<sup>9</sup>.

Adicionalmente la unión al sustrato metálico está influenciada por el contenido de leucita de la cerámica dental para elevar su coeficiente de expansión y de esta forma minimizar el estrés causado por la cocción, por tal motivo las aleaciones dentales y las cerámicas deben tener coeficiente de contracción casi iguales. Si los coeficientes de contracción no son iguales (diferencia de  $1.7 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ) pueden aparecer fuerzas que debilitan la porcelana y la adhesión, produciendo fuerzas de deslizamiento que alcanzan hasta los 280 MPa en la porcelana y el metal; cuando la porcelana se enfría de  $954^{\circ}\text{C}$  hasta la temperatura ambiente<sup>9</sup>.

Las fallas más frecuentes en la unión metal-cerámica se dan por la contaminación superficial de la estructura metálica que impide la unión de la cerámica fundida y por un exceso de producción de óxidos superficiales que se desprenden fácilmente de la superficie metálica<sup>9</sup>.

### 4.3 Propiedades físico-químicas

Las aleaciones son el producto de la unión de varios metales a diferentes temperaturas:

❖ Punto de fusión

- a) Nobles de oro----- 850 a  $960^{\circ}\text{C}$
- b) Plata-Paladio----- 1000 a  $1100^{\circ}\text{C}$
- c) A base de Níquel----- 1200 a  $1400^{\circ}\text{C}$

- ❖ Su ductibilidad y maleabilidad se reflejan en deformación por elongación; los más dúctiles y maleables son los menos duros.

- ❖ Resistencia a la compresión: suficiente para soportar las fuerzas de la masticación
- ❖ Densidad: las aleaciones de oro son las más pesadas, seguidas de las de paladio y plata y por ultimo níquel-cromo; por lo que las ultimas son preferibles para prótesis grandes.
- ❖ Dureza variable: las aleación con paladio, cromo y níquel son más duras que las nobles de oro y plata
- ❖ Todos las aleaciones usadas para recibir cerámica deben tener nula deformación ante cargas oclusales y alta resistencia a la flexión, pues de lo contrario las cerámicas sufrirían fracturas debido a su fragilidad.

## CAPÍTULO 5

### CLASIFICACIÓN DE LAS CERÁMICAS DENTALES

#### 5.1 Composición química

Se consideran materiales cerámicos aquellos productos de naturaleza inorgánica, formados mayoritariamente por elementos no metálicos, que se obtienen por la acción del calor y cuya estructura final es parcial o totalmente cristalina. La gran mayoría de las cerámicas dentales tienen una estructura mixta, es decir, son materiales compuestos formados por una matriz vítrea (cuyos átomos están desordenados) en la que se encuentran inmersas partículas más o menos grandes de minerales cristalizados (cuyos átomos están dispuestos uniformemente) (fig. 2)<sup>14</sup>. Es importante señalar que la fase vítrea es la responsable de la estética de la porcelana mientras que la fase cristalina es la responsable de la resistencia. Por lo tanto, la microestructura de la cerámica tiene una gran importancia clínica ya que el comportamiento estético y mecánico de un sistema depende directamente de su composición. Químicamente, las porcelanas dentales se pueden agrupar en tres grandes familias: feldespáticas, aluminosas y circoniosas<sup>14</sup>.



fig 2. Microestructura de la cerámica



## Cerámicas feldespáticas

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<sup>14</sup>.

Como ya señalamos, debido a la demanda de una mayor estética en las restauraciones, se fue modificando la composición de las cerámicas hasta encontrar nuevos materiales que tuvieran una tenacidad adecuada para confeccionar restauraciones totalmente cerámicas. En este contexto surgieron las porcelanas feldespáticas de alta resistencia. Éstas tienen una composición muy similar a la anteriormente descrita. 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)<sup>14</sup>. Entre ellas encontramos:

- Optec-HSP<sup>®</sup> (Jeneric), Fortress<sup>®</sup> (Myron Int), Finesse<sup>®</sup> AllCeramic (Dentsply) e IPS Empress<sup>®</sup> I (Ivoclar). Deben su resistencia a una dispersión de microcristales de leucita, repartidos de forma uniforme en la matriz vítrea. La leucita refuerza la cerámica porque sus partículas al enfriarse sufren una reducción volumétrica

porcentual mayor que el vidrio circundante. Esta diferencia de volumen entre los cristales y la masa amorfa genera unas tensiones residuales que son las responsables de contrarrestar la propagación de grietas.

- IPS Empress<sup>®</sup> II (Ivoclar). Este sistema consta de una cerámica feldespática reforzada con disilicato de litio y ortofosfato de litio. La presencia de estos cristales mejora la resistencia pero también aumenta la opacidad de la masa cerámica. Por ello, con este material solamente podemos realizar la estructura interna de la restauración. Para conseguir un buen resultado estético, es necesario recubrir este núcleo con una porcelana feldespática convencional.

- IPS e.max<sup>®</sup> Press/CAD (Ivoclar). Estas nuevas cerámicas feldespáticas están reforzadas solamente con cristales de disilicato de litio. No obstante, ofrecen una resistencia a la fractura mayor que Empress<sup>®</sup> II debido a una mayor homogeneidad de la fase cristalina. Al igual que en el sistema anterior, sobre estas cerámicas se aplica una porcelana feldespática convencional para realizar el recubrimiento estético mediante la técnica de capas.

### Cerámicas aluminosas

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<sup>14</sup>.

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. Los sistemas más representativos son:

- In-Ceram<sup>®</sup> Alumina (Vita). Para fabricar las estructuras de coronas y prótesis cortas utiliza una cerámica compuesta en un 99% por óxido de aluminio, lógicamente sin fase vítrea. Sin embargo, como en la sinterización no se alcanza la máxima densidad, el material resultante se infiltra con un vidrio que difunde a través de los cristales de alúmina por acción capilar para eliminar la porosidad residual. Esto permite obtener un núcleo cerámico más resistente a la flexión.

- In-Ceram<sup>®</sup> Spinell (Vita). Incorpora magnesio a la fórmula anterior. El óxido de magnesio (28%) junto con el óxido de aluminio (72%) forma un compuesto denominado espinela ( $MgAl_2O_4$ ). La principal ventaja de este sistema es su excelente estética debido a que estos cristales por sus características ópticas isotrópicas son más translúcidos que los de alúmina. No obstante, estas copias presentan un 25% menos de resistencia a la fractura que las anteriores, a pesar de que también se les infiltra con vidrio tras su sinterización. Por ello, está indicado solamente para elaborar núcleos de coronas en dientes vitales anteriores.

- In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia (Vita). Estas restauraciones se caracterizan por una elevada resistencia, ya que sus estructuras están confeccionadas con un material compuesto de alúmina (67%) reforzada con circonia (33%) e infiltrado posteriormente con vidrio. El óxido de circonio aumenta significativamente la tenacidad y la tensión umbral de la cerámica aluminosa hasta el punto de permitir su uso en prótesis posteriores.

- Procera<sup>®</sup> AllCeram (Nobel Biocare). Este sistema emplea una alúmina de elevada densidad y pureza (>99,5%). Sus copias se fabrican mediante un proceso

industrial de prensado isostático en frío y sinterización final a 1550°C. Con esta técnica, el material se compacta hasta su densidad teórica, adquiriendo una microestructura completamente cristalina. El resultado es una cerámica con una alta resistencia mecánica porque al desaparecer el espacio residual entre los cristales se reduce la aparición de fisuras.

### Cerámicas circoniosas

Este grupo es el más novedoso. Estas cerámicas de última generación están compuestas por óxido de circonio altamente sinterizado (95%), estabilizado parcialmente con óxido de itrio (5%). 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

14.

Sus excelentes características físicas han convertido a estos sistemas en los candidatos idóneos para elaborar prótesis cerámicas en zonas con alto impacto masticatorio. A este grupo pertenecen las cerámicas dentales de última generación: DC-Zircon<sup>®</sup> (DCS), Cercon<sup>®</sup> (Dentsply), In-Ceram<sup>®</sup> YZ (Vita), Procera<sup>®</sup> Zirconia (Nobel Biocare), Lava<sup>®</sup> (3M Espe), IPS e.max<sup>®</sup> Zir-CAD (Ivoclar), etc. Al igual que las aluminosas de alta resistencia, estas cerámicas son muy opacas (no tienen fase vítrea) y por ello se emplean únicamente para fabricar el núcleo de la restauración, es decir, deben recubrirse con porcelanas convencionales para lograr una buena estética.

El nuevo reto de la investigación es aumentar la fiabilidad de las actuales cerámicas monofásicas aluminosas y circoniosas. Recientemente, se ha demostrado que la circonia tetragonal metaestable en pequeñas proporciones (10-15%) refuerza la alúmina de forma significativa<sup>4</sup>. Estos «composites» altamente sinterizados alcanzan unos valores de tenacidad y de tensión umbral mayores que los conseguidos por la alúmina y la circonia de forma individual. Además, tienen una adecuada dureza y una gran estabilidad química. Así pues, estos

biomateriales de alúmina-circonia se presentan como una alternativa a tener en cuenta en el futuro para la confección de restauraciones cerámicas<sup>14</sup>.(fig.3)

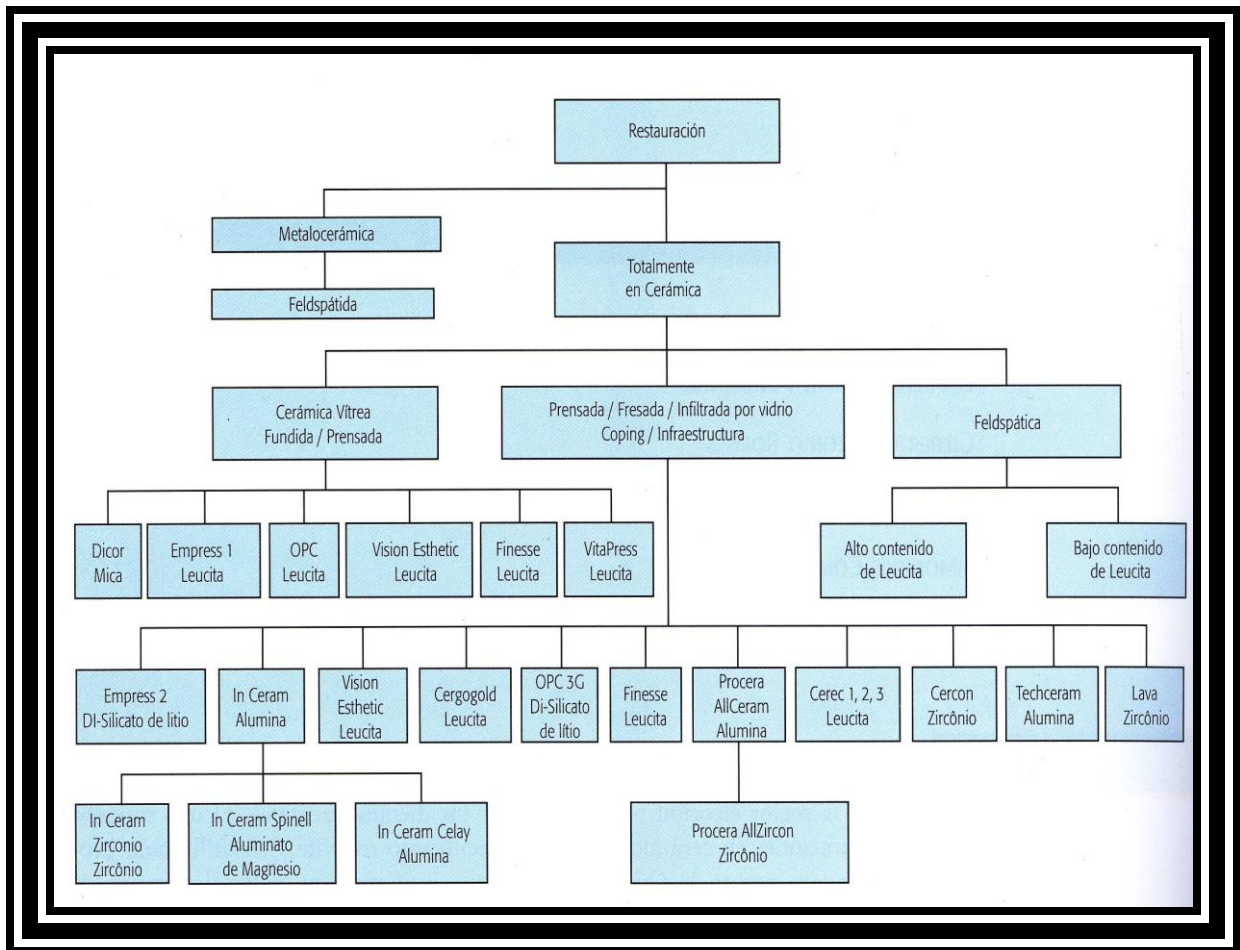


Fig. 3 Clasificación de las cerámicas

## 5.2 Técnica de confección

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.

### Condensación sobre muñón refractario

Esta técnica se basa en la obtención de un segundo modelo de trabajo, duplicado del modelo primario de escayola, 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<sup>®</sup> (Jeneric), Fortress<sup>®</sup> (Myron Int), In-Ceram<sup>®</sup> Spinell (Vita), etc <sup>13</sup>.

### Sustitución a la cera pérdida

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<sup>®</sup> y e.max<sup>®</sup> 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<sup>14</sup>.

### Tecnología asistida por ordenador

Hoy en día, la tecnología CAD-CAM (Computer Aid Design - Computer Aid Machining) 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<sup>®</sup> (Sirona), Procera<sup>®</sup> (Nobel Biocare), Lava<sup>®</sup> (3M Espe), DCS<sup>®</sup> (DCS), Cercon<sup>®</sup> (Dentsply), Everest<sup>®</sup> (Kavo), Hint-Els<sup>®</sup> (Hint-Els), etc. Actualmente, no existe suficiente evidencia científica para determinar cual es el mejor procedimiento. Sin embargo, en lo que si están de acuerdo la mayoría de los autores es que en el futuro, la tecnología CAD/CAM se impondrá a la técnica de confección manual.

Con las técnicas descritas 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<sup>14</sup>.

Uno de los principales problemas que afecta la vida de las restauraciones es la fractura de la cerámica. En teoría, todos los sistemas actuales poseen una adecuada resistencia a la fractura porque todos superan el valor límite de 100 MPa, establecido por la norma ISO 6872. Pero la realidad es que existen diferencias considerables entre unos y otros (fig. 4)<sup>14</sup>.

Por este motivo, creemos que es más correcto utilizar como punto de referencia la resistencia de las restauraciones metal-cerámica, que está comprendida entre los

400 y 600 MPa<sup>14, 22</sup>. De manera que podemos clasificar a las cerámicas sin metal en tres grupos:

- Baja resistencia (100-300 MPa). En el que se sitúan las porcelanas feldespáticas.
- Resistencia moderada (300-700 MPa). Representado fundamentalmente por las aluminosas, aunque también incluimos a IPS Empress II e IPS e.max Press/CAD (Ivoclar).
- Alta resistencia (por encima de 700 MPa). En el que quedarían encuadradas todas las cerámicas circoniosas (fig. 4)<sup>14</sup>.

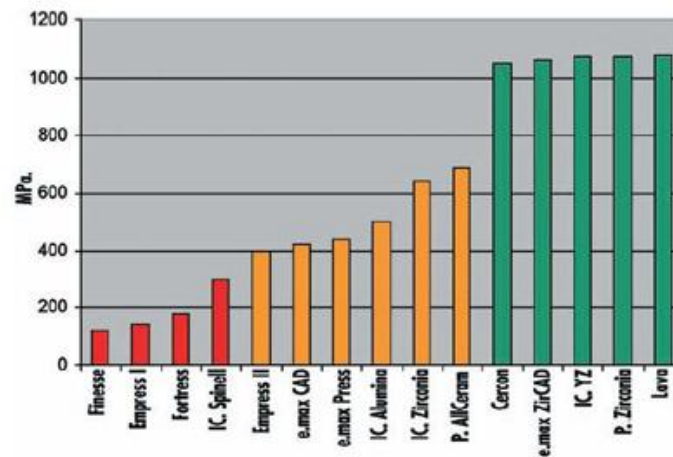


Fig. 4 Resistencia a la fractura de los sistemas cerámicos (ISO 6872)



## CAPÍTULO 6

### CONSIDERACIONES PARA LA COLOCACIÓN DE UNA RESTAURACIÓN PROTÉSICA

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

Los tres objetivos principales de una prótesis son:

- ❖ La restauración de la función masticatoria
- ❖ La devolución de la fonética
- ❖ Restablecer la estética perdida

La resistencia de las coronas a la fractura depende de varios factores: soporte adecuado de la preparación, rigidez y diseño de la subestructura, espesor y rigidez adecuados del material de recubrimiento y habilidad del odontólogo y el técnico.

La denominación de principios biomecánicos de las preparaciones para prótesis unitaria y prótesis parcial fija la veremos desde el punto de vista de los principios biológicos y mecánicos. Estos son completamente distintos a pesar de interactuar mutuamente.

Los principios biológicos:

- ❖ Preservación de vitalidad pulpar: este principio depende directamente de la profundidad de la preparación, cuanto más profunda sea ésta, mayor susceptibilidad tendrá la pulpa a irritantes físicos (calor y frío), químicos (materiales de restauración como resinas, etc.) y biológicos (bacterias).

- ❖ Preservación de las estructuras periodontales: la salud periodontal es un aspecto clave en la estética y funcionalidad de las restauraciones, algunos materiales son aceptados sin respuesta negativa por el tejido gingival y otros provocan algún tipo de irritación por lo que debemos evitar que queden excedentes que puedan causar una destrucción progresiva del periodonto adyacente a la restauración. Otra manera de preservar la salud periodontal es evitar la presencia de superficies ásperas y mal ajuste de algunas restauraciones que ocasionan acumulación de placa.

Los principios mecánicos:

- ❖ Integridad marginal: Al revisar la bibliografía observamos que hay un amplio intervalo de valores empíricos comprendido entre 5 y 200  $\mu\text{m}$ , hecho que pone de manifiesto la ausencia de un límite objetivo basado en la evidencia científica. Sin embargo, la mayoría de los autores admiten 120  $\mu\text{m}$  como el desajuste máximo tolerable. Teniendo en cuenta este dato podemos afirmar que los actuales sistemas cerámicos ofrecen unos ajustes marginales adecuados, siendo en muchos casos inferiores a los obtenidos con el sistema metal-cerámico (40-70  $\mu\text{m}$ )<sup>15</sup>.
- ❖ Retención: deben existir en las paredes axiales una reducción de  $6-8^\circ$ . La longitud de la preparación es otro factor importante para aumentar la retención<sup>12</sup>.
- ❖ Resistencia o estabilidad: debe existir paralelismo entre sus paredes para soportar las fuerzas de tracción y cizallamiento.
- ❖ Rigidez estructural

Reglas para colocar los márgenes intracreviculares:

- Cuando el surco tiene una profundidad de 1.5 mm o menos, el margen de la restauración se lleva 0.5 mm por debajo del tejido de la cresta gingival<sup>16</sup>.
- Cuando la profundidad del surco es mayor de 1.5 mm, el margen se ubica a la mitad de la profundidad del surco. Esto coloca el margen suficientemente lejos para que quede cubierto en caso de riesgo de recesión<sup>16</sup>.

## 6.1 Zirconia

La cerámica de zirconia, posee una fuerza flexural significativamente mayor al del resto de las cerámicas de uso dental que se encuentra entre los 600 a 800 MPa, por lo que está indicada en restauraciones posteriores individuales y prótesis fijas de 3 unidades. Estos materiales no se usan solamente como núcleo, se recubren con un material de cerámica de baja fuerza para lograr el resultado estético definitivo. Mientras que los estudios de fuerza flexural sobre la variación del material de recubrimiento y el núcleo han demostrado la importancia del diseño del armazón del núcleo en la región posterior<sup>17</sup>.

La preparación del diente puede hacerse con diferentes líneas de acabado pero se recomienda chaflán y hombro redondeado<sup>4</sup>.

## Restauraciones con Coronas Individuales

A pesar de que los fabricantes reportan que se puede rebajar las dimensiones del núcleo de zirconia hasta 0.5 mm, puede ser aconsejable engrosar el núcleo en las aéreas expuestas a mayor tensión de dientes posteriores, pueden adelgazarse a 0.5 mm cuando las áreas oclusales y palatinas tienen un grosor mayor a 0.7 mm. La cofia debe tener idealmente un cuello lingual y proximal de 1mm de espesor y 2mm de altura para fuerza y soporte de la porcelana (fig 5). Para dientes anteriores se pueden cortar las dimensiones del núcleo a 0.3 mm en las caras vestibulares, si el espesor de borde interproximal, palatino e incisal permanece de 0.7 mm y si está presente un cuello de 1mm en lingual (fig 6)<sup>17</sup>.

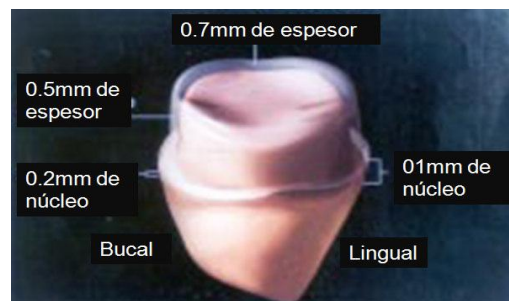


Fig 5. Preparación de un diente posterior y grosor del núcleo de zirconia en molares

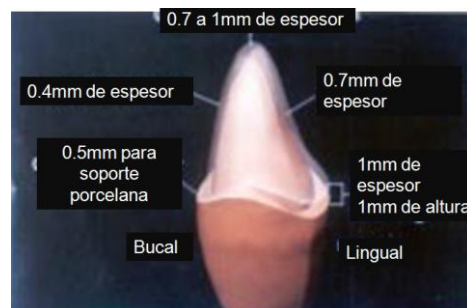


Fig 6. Preparación de un diente anterior y grosor de un núcleo de zirconia en anteriores

## Restauraciones con prótesis fija

Es esencial usar cerámica de zirconia solamente donde se puedan mantener dimensiones ideales para el diseño del armazón y donde se determine que no se aplicarán fuerzas excesivas a la prótesis. Los conectores para el armazón deben ser oclusogingivalmente de un mínimo de 4 mm e idealmente de 5 mm, si se reemplaza un primer molar. Las dimensiones bucolinguales del conector deben ser 4 mm en la región del molar y 3 mm en la región premolar, para dar margen a la fuerza adecuada. El ángulo de la línea axio-oclusal, en el área del conector debe tener un espesor mínimo de 1mm, el aspecto oclusal y palatino debe ser de 0.7 mm de espesor con un aspecto facial de 0.5 mm (fig. 7)<sup>17</sup>. El ángulo de la línea axio-oclusal debe ser abultado con un diseño de preparación modificado que establece mayor espacio en esta área. Para permitir que se coloque un armazón más espeso, se puede preparar una caja adyacente al espacio desdentado en ambos pilares.

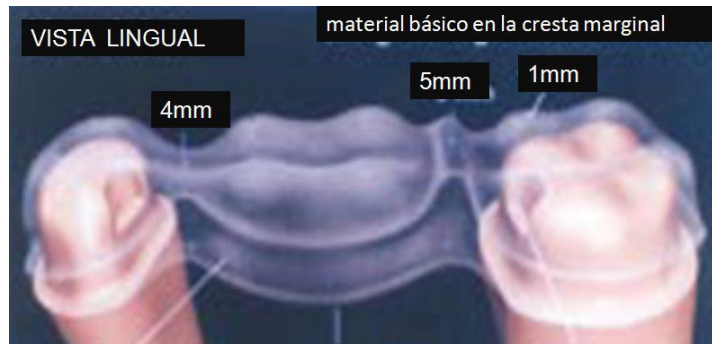


Fig 7. Grosor del núcleo de zirconia en conectores

Otra consideración importante es que no se debe poner porcelana en la superficie subyacente (de tensión) al área del conector en los armazones gingivales. No se debe cubrir los armazones linguales con porcelana, porque este espacio es necesario para el material del núcleo y lograr dimensiones adecuadas del armazón<sup>17</sup>.

A menos que se puedan lograr todos estos requerimientos, se indica una restauración de metal-cerámica.

### **Cementación:**

Debido a la fuerza inherente de la cerámica de zirconia se pueden usar cementos convencionales. Aunque los cementos de ionómero de vidrio tienen una buena aplicación clínica, pero sus propiedades físicas son sumamente sensibles a las proporciones polvo-líquido donde aun alteraciones diminutas podrían afectar su desempeño clínico. Los cementos de ionómero de vidrio son susceptibles a ataques tempranos de humedad que requieren que el clínico ejecute un control estricto de saliva hasta que el cemento este completamente endurecido.

El otro cemento de elección y más recomendado son los cementos duales. La habilidad de grabar con ácidos y unir adhesivamente las cerámicas convencionales ha aumentado significativamente su predicibilidad clínica. El ácido fluorhídrico disuelve la matriz vítrea, que resulta en subcortes microscópicos alrededor de los cristales de leucita. Se usan resinas de baja viscosidad que llenan estas áreas retentivas para establecer una fuerte unión micromecánica (fig 8)<sup>17</sup>.

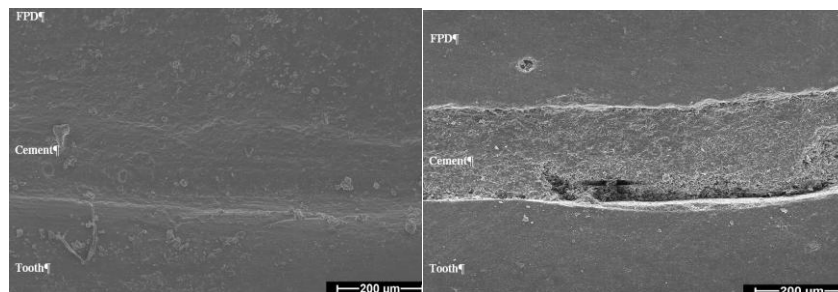


Fig.8 La Sección de la línea cervical que indican los criterios para la evaluación marginal: izquierda- el margen perfecto, derecha- diferencia marginal entre el cemento y el diente.

El tratamiento de las superficies también favorece la adhesión de las restauraciones al cemento, esto se lleva a cabo mediante la abrasión con aire que contiene partículas de óxido de aluminio de 50µm a 50 libras de presión durante 10 segundos en la superficie interna del núcleo<sup>17</sup>.

### Indicaciones de uso de la zirconia

- ✚ Predominio de la estética
- ✚ Cuando se requiere la eliminación del metal por razones fisiológicas
- ✚ Ante la presencia de poca estructura dentaria que no permita reducir al diente lo suficiente como para una restauración metal-cerámica<sup>18, 19</sup>.

### Contraindicaciones de uso de la zirconia

- ✚ Actividad para funcional: Bruxismo
- ✚ Dientes con coronas clínicas cortas
- ✚ Soporte insuficiente de la preparación
- ✚ Necesidad de conseguir restauraciones similares a las de metal cerámica que ya existen en boca<sup>19</sup>.
- ✚ Espacio protésico crítico como ocurre en mordidas cruzadas y sobremordidas profundas

## **6.2 Metal-Cerámica**

### Requisitos para la elaboración de restauraciones de metal-cerámica

- a) El metal debe ser un buen soporte para la porcelana. Por tanto se va a diseñar el armazón metálico de forma que las fuerzas verticales sean soportadas por superficies perpendiculares a ésta. En las zonas de unión de la cerámica con el metal éste debe tener superficies planas para sostenerla<sup>20</sup>.

- b) Los diseños deben realizarse de manera que el soporte metálico tenga gran rigidez. La cerámica no resiste la flexión, en cambio resiste mejor las presiones, aspectos que se deben tener en cuenta al diseñar la parte metálica, así como al elegir la aleación. También depende de la longitud del pónico: a mayor longitud, más dureza para la aleación y más rigidez<sup>20</sup>.
- c) Porcelana de grosor uniforme. Es frecuente que no se dé importancia a esta circunstancia. La cerámica debe tener un grosor constante en toda la zona que cubre al metal, para que las tensiones sean las mismas en toda su superficie<sup>20</sup>.
- d) Diseño de pónicos que tengan en cuenta: resistencia, estética e higiene<sup>20</sup>.
- e) Buena preparación de los dientes para permitir el grosor de los distintos materiales. Es común el tallado insuficiente de las áreas oclusales o de las caras vestibulares que no permitirá los grosores correctos de material ni la uniformidad de estos. En casos de tallado insuficiente podemos provocar fracturas dado que la cerámica será demasiado fina o bien tendrá un sobrecontorno<sup>20</sup>.



Para las restauraciones ceramometálicas se pueden utilizar cinco tipos de líneas de acabado<sup>12</sup>:

- Línea de acabado afilada
- Línea de acabado achanflanada: Esta línea de terminación es la que se usa con preferencia en coronas totalmente metálicas (fig. 9)

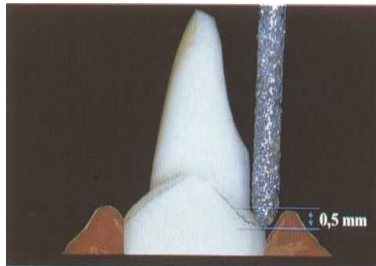


Fig 9. Línea de terminación tipo "chaflan".

- Línea de acabado de hombro completo: Es la ideal para la corona completa de porcelana y para coronas metal porcelana en la cual el ajuste por vestibular es en porcelana (fig.10)

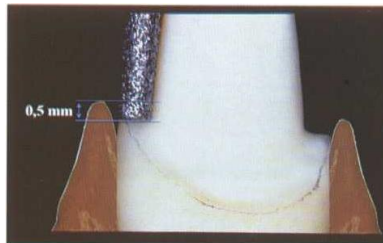


Fig 10. Línea de terminación tipo "hombro".

- Línea de acabado de hombro completo con bisel: Esta línea se ajusta a una amplia gama de situaciones. Se usa para coronas metal-porcelana, para el borde gingival de los cajones proximales y para los márgenes situados cerca de cúspides de trabajo (fig. 11)

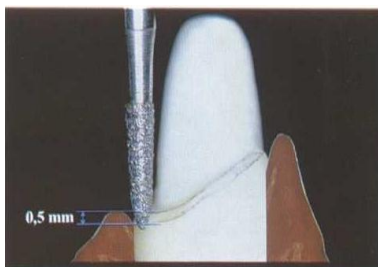


Fig 11. Línea de terminación tipo "hombro con bisel".

La preparación ideal para una restauración de metal porcelana es la de línea de acabado de hombro completo con bisel. La principal diferencia entre una preparación de hombro y una achanflanada en el tercio gingival radica en la reducción dental adicional que se necesita para crear un hombro entre los ángulos lineales vertical y horizontal que forman el hombro y la pared axial. La angulación del hombro debe ser de entre 90 y 120°. Una preparación de este tipo presenta las siguientes ventajas<sup>12</sup>:

- Deja espacio suficiente en el tercio gingival para poder modelar adecuadamente la restauración y mantener la salud periodontal, al mismo tiempo que proporciona un perfil de emergencia recto.
- Deja espacio en el tercio gingival para aplicar la porcelana y obtener un resultado estético aceptable.
- Forma un refuerzo de metal en la zona gingival que evita la deformación de la estructura metálica durante la cocción de la porcelana y el asentamiento de las piezas coladas.
- Proporciona una preparación más paralela y menos estrechada, que refuerza la retención de la restauración<sup>12</sup>.

Numerosos estudios revelan que aproximadamente 1.5 mm de la superficie dental debe ser desgastada para la colocación de restauraciones metal-cerámica, lo que permite un espesor de 0.3 mm para la estructura metálica, 0.2 mm para el opacador que enmascara la infraestructura metálica y 1 mm para la porcelana<sup>1</sup>. (fig 12)<sup>22</sup>

Los pasos para una preparación dental ante la colocación de una restauración metal- porcelana básicamente son los mismos que para el resto de las restauraciones, se deben hacer las guías correspondientes al grosor de la fresa que nos va a dar exactamente la profundidad de desgaste adecuada en la cara vestibular e incisal y luego continuar con el desgaste uniendo todas las marcas que hemos hecho. La preparación debe tener perfectamente bien definida la línea de terminación y el desgaste oclusal debe ser suficiente para la colocación del material de restauración y el restablecimiento de la función masticatoria (fig 12).

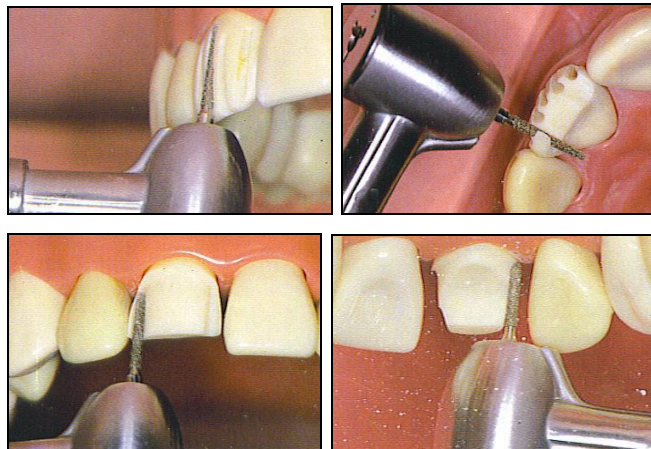


Fig 12. Pasos para la preparación de un órgano dentario ante la colocación de una restauración metal-cerámica

El desgaste insuficiente de la estructura dental puede ocasionar grandes problemas como: una infraestructura metálica extremadamente fina que pudiera resultar en la fractura del metal o de la porcelana, otro problema sería la presencia de sobre contorno<sup>1</sup>.

La posición, forma y contorno de los dientes son aspectos importantes para lograr la estética, la forma que se imprime al margen gingival y por encima del margen gingival, así como el acabado cóncavo de la zona del cuello de la cresta marginal distal son factores importantes.

Se hicieron numerosos intentos en la búsqueda de mejorar la apariencia de estética de los dientes restaurados con metal-cerámica, al eliminar el collarín metálico de la cara vestibular, mediante la reducción de el cuello cervical vestibular a una delgada línea casi imperceptible, desafortunadamente este sistema quedo en desuso debido a que la porción de metal restante era tan delgada que sufría una mayor distorsión durante la cocción de la porcelana. También se ha intentado ocultar el metal mediante una cubierta de porcelana en la zona gingival pero con frecuencia trae inflamación gingival y acumulación de placa dentobacteriana<sup>21</sup>.

## Indicaciones

- ✚ Cuando se necesita una gran resistencia frente a cargas oclusales importantes<sup>22</sup>.
- ✚ En casos de grandes rehabilitaciones donde se precisa ferulizar todo el sector anterior<sup>22</sup>.
- ✚ Cuando no disponemos de suficiente espacio por lingual
- ✚ En prótesis combinadas con aparatos parciales removibles que incluyan anclajes soldados a coronas<sup>22</sup>.
- ✚ En dientes muy destruidos por caries, traumatismos<sup>22</sup>.
- ✚ Pacientes bruxistas. Se harán rehabilitaciones con coronas de oro con frente de porcelana fundida.

## Contraindicaciones

- ✚ Cuando los requerimientos estéticos sean máximos<sup>22</sup>.
- ✚ Cuando no puede eliminarse suficiente estructura dentaria que permita el espacio suficiente para el metal y la porcelana<sup>1</sup>.
- ✚ Coronas clínicas muy cortas donde la estabilidad y retención no son buenas<sup>1</sup>.
- ✚ En pacientes jóvenes, en los que las cámaras pulpares están muy amplias y cuyo tratamiento protésico obligaría, en la mayoría de los casos a efectuar una endodoncia<sup>22</sup>.
- ✚ Cuando el paciente es alérgico a alguno de los componentes metálicos.

## CAPÍTULO 7

### COMPARACIÓN DE LAS PRÓTESIS DE ZIRCONIA CON LAS PRÓTESIS METAL- CERÁMICA

Basados en las características de cada material mencionadas en los capítulos anteriores podemos delimitar las ventajas y desventajas de cada uno de estos materiales.

Como ya señalamos, los sistemas zirconiosos debido a sus elevados valores se han convertido en los candidatos idóneos para elaborar prótesis cerámica en zonas de alto compromiso mecánico. Sin embargo, no podemos olvidar que estos datos se refieren exclusivamente a las estructuras de circonia. En la práctica clínica, estas prótesis incorporan porcelana de recubrimiento, que presenta propiedades mecánicas distintas. En este sentido, varios autores han observado que las restauraciones circoniosas in vivo no son tan resistentes como predicen los trabajos in vitro<sup>7</sup>. Así, Sundh & cols. demostraron que el recubrimiento cerámico disminuía notablemente la tenacidad de la circonia, justo al contrario de lo que ocurre en las cerámicas feldespáticas y aluminosas<sup>23</sup>. Cuanto más frágil es el núcleo, mayor es el refuerzo que ejerce la porcelana de recubrimiento. A medida que se aumenta la tenacidad de la estructura, se pierde el efecto de blindaje de la porcelana de recubrimiento.

Por lo tanto, debemos de ser cautos a la hora de indicar estas restauraciones porque aunque su resistencia supere a la del resto de cerámicas, todavía queda mucho camino por recorrer antes de que estos sistemas estén en condiciones de sustituir a la técnica metal-cerámica en su empleo cotidiano.

## Estética

La estética es otro factor determinante en la elección de estos sistemas. En la clínica diaria, la mayoría de las situaciones las resolvemos con las técnicas ceramometálicas, y no cabe duda de que con estas restauraciones se consiguen unos resultados estéticos más que aceptables, pero nunca alcanzan la naturalidad de la prótesis de zirconia. Esto se debe a que la cofia metálica impide el paso de la luz, reduciendo la profundidad del color. Sin embargo, a pesar de que las restauraciones totalmente cerámicas son siempre más estéticas que las ceramometálicas, existen diferencias entre ellas. Estas diferencias radican fundamentalmente en el grado de translucidez de estos materiales<sup>14</sup>.

Las cerámicas circoniosas se encuentran en el grupo de las cerámicas opacas ya que apenas tienen fase vítrea y por lo tanto, son menos transparentes. Dentro de este grupo destacan los sistemas circoniosos Lava e In-Ceram YZ porque su translucidez es variable. Su grado de translucidez se puede controlar mediante dos factores: el grosor de la estructura porque lógicamente a mayor espesor, más opacidad y otro, es el color de la estructura, ya que estos núcleos se pueden colorear en siete tonos. Este aspecto es importante tenerlo en cuenta a la hora de seleccionar el sistema cerámico, ya que en función del color de sustrato elegiremos una cerámica translúcida u opaca<sup>14</sup>.

	Prótesis de Zirconia	Prótesis Metal-Cerámica
VENTAJAS	<ul style="list-style-type: none"> <li>✚ Proporciona al paciente una alta estética</li> <li>✚ Evita retracción gingival por su buena biocompatibilidad</li> <li>✚ No existe pigmentación por óxidos metálicos</li> <li>✚ Se pueden fabricar coronas anteriores y posteriores</li> <li>✚ Colocación de más de tres unidades y en el caso de alto contenido de zirconia en la prótesis hasta de 14 unidades de la arcada<sup>16</sup>.</li> <li>✚ La fuerza de adhesión de estas restauraciones al cemento dual es de 5.1 – 6 MPa, mucho más que en las metal - porcelana.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✚ Proveen durabilidad mayor a 35 años<sup>9</sup>.</li> <li>✚ La técnica está muy bien establecida y estandarizada<sup>9</sup>.</li> <li>✚ El metal y la cerámica son compatibles en unión<sup>9</sup>.</li> <li>✚ Ideal para brechas extensas<sup>9</sup>.</li> <li>✚ Resisten cargas masticatorias mayores a 755 N que es lo que soporta la zirconia.</li> </ul>
DESVENTAJAS	<ul style="list-style-type: none"> <li>✚ 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</li> <li>✚ Produce desgaste en la dentición natural antagonista<sup>17</sup></li> <li>✚ Alto costo</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✚ Se necesita un espesor de opacador de entre 0.3 y 0.4 para enmascarar el color del metal<sup>9</sup>.</li> <li>✚ La vitalidad pulpar se ve comprometida debido al espacio que se debe lograr para el metal, el opacador y la porcelana<sup>9</sup>.</li> <li>✚ Bloquean la transmisión de luz<sup>9</sup>.</li> <li>✚ No proporciona estética suficiente.</li> </ul>

Cuadro 1. Ventajas y desventajas de prótesis de zirconia y prótesis metalcerámica



ASPECTOS COMPARATIVOS	PRÓTESIS DE ZIRCONIA	PRÓTESIS DE METAL-CERÁMICA
BIOCOMPATIBILIDAD	Biocompatibilidad con tejidos duros y blandos, al favorecer la unión celular de fibroblastos gingivales humanos.	Biocompatible
RESISTENCIA A LA FRACTURA	9 – 10 MPa*m <sup>1/2</sup>	20 MPa*m <sup>1/2</sup>
RESISTENCIA A LA FLEXIÓN	900 - 1200 MPa	350 – 600 MPa
TRANSLUCIDEZ	OPACAS	OPACAS
DUREZA (Vickers)	1200 – 1400 HVN	460 HVN
AJUSTE MARGINAL	50 - 75um	27 - 75um (margen metálico) 70 – 95um (margen cerámico)
PUNTO DE FUSIÓN	2128°C	850-960°C → oro 1000-1100°C → plata- paladio 1200-1400°C → a base de níquel

Cuadro 2. Análisis comparativos entre las prótesis zirconia y las prótesis metalocerámica

ESTUDIOS CLÍNICOS DE SUPERVIVENCIA EN PRÓTESIS FIJA		
Material de restauración	Periodo de observación	Tasa de supervivencia
ZIRCONIA	3 AÑOS	94.5%
METAL-CERÁMICA	10 AÑOS	87%

Cuadro 3. Análisis de la supervivencia de la prótesis fija de zirconia y metalcerámica

### Limitaciones de las restauraciones de zirconia

Debido a la fricción que generan los tratamientos de superficie, tales como la molienda o arenado que son responsables de activar la fase de transformación de la zirconia también se acentúa la susceptibilidad de este material al envejecimiento. La transformación de dureza afecta primariamente las fracturas longitudinales de crecimiento o las fracturas con algunos milímetros de ancho, así la prótesis dental no se beneficia con este fenómeno. Desafortunadamente las estructuras de zirconio no pueden ser translucidas como dientes naturales, no pueden dar una caracterización interna de color o facilitar la coloración acostumbrada sin embargo los núcleos de zirconia o sus estructuras pueden ser coronas Veneer con porcelana estéticamente aceptables. La baja elasticidad relativa de los módulos de zirconio puede tener implicaciones para la distribución extremadamente compleja de las cargas oclusales de las prótesis.

Se han desarrollado algunos estudios en los que se demuestran que del 8-50% de las prótesis desarrollan grietas o fracturas con pérdidas pequeñas de material después de 1 a 2 años de observación. Esto puede señalar las dificultades específicas del material y también indica que factores como el grosor del diseño de la estructura, juegan un papel importante en la fractura de la porcelana. Como aspecto comparativo se reportó que los problemas de la porcelana en prótesis metal-cerámica a más de 10 años de observación reportaron ser del 4% para la aleación de oro-paladio, no mayor de 6% para la mayoría de las aleaciones alternativas, y solo del 15% para una aleación con base de níquel sin berilio. También se ha reportado que otras aleaciones basadas en oro se mantienen intactas al 98% en un periodo de 5 años. El porcentaje más bajo de vida es reportado para la porcelana sobre titanio (84-87% a los 5 años).

Actualmente, no existe Prótesis Parcial Fija libre de metal que tengan un pronóstico a largo plazo similar a las alternativas metal-porcelana. Hasta que estudios clínicos a largo plazo prueben una longevidad similar al del metal cerámica y estas restauraciones formen parte de la práctica habitual, deben considerarse experimentales.

## CONCLUSIONES

En principio, para plantearnos el uso de los sistemas totalmente cerámicos es necesario que se cumplan dos requisitos:

- Que los requerimientos estéticos del caso sean máximos.
- Que haya un adecuado apoyo y experiencia del laboratorio con la cerámica seleccionada. Desde el punto de vista técnico, se requiere un ceramista que domine perfectamente el proceso de elaboración para lograr los resultados deseados. En algunos sistemas, la técnica es muy compleja porque se maneja aparatología específica, que requiere una gran inversión de tiempo y de dinero por parte del laboratorio.

Si se tienen en cuenta estas consideraciones que acabamos de exponer, podremos trabajar con estos sistemas de una forma segura. Pero cuando estas condiciones no se cumplen o el paciente exige garantías en la duración de la restauración, el material de elección es el metal-cerámica. Sólo se deben usar estas técnicas cuando el clínico este seguro de que el paciente está dispuesto a aceptar cierto riesgo en beneficio de una mayor estética.

Se deben tener en cuenta los siguientes criterios clínicos que nos orienten en la elección de la cerámica en función del caso:

- Para realizar incrustaciones cerámicas, elegiremos las porcelanas feldespáticas ya que son las únicas que nos permiten realizar restauraciones conservadoras manteniendo el binomio estética-resistencia.

- Por los mismos motivos, emplearemos las cerámicas feldespáticas para hacer carillas. La única consideración es que cuando estemos ante un sustrato oscuro deberemos usar sistemas que nos permitan controlar el grado de translucidez.
- A la hora de elegir el sistema cerámico para confeccionar coronas en el sector anterior habrá que evaluar el color del sustrato: En sustratos claros, preferimos cerámicas feldespáticas porque al ser más translúcidas nos permiten un mayor mimetismo con los dientes naturales. En sustratos oscuros, es más adecuado emplear cerámicas aluminosas o circoniosas con cofias opacas que impidan que se transparente el color subyacente.
- En las coronas posteriores, el criterio que prima en la elección del material es la resistencia a la fractura. Por eso, elegiremos entre las cerámicas aluminosas o circoniosas, ya que sus propiedades mecánicas cumplen con los requerimientos de estas restauraciones.
- Para prótesis cerámicas, tanto del sector anterior como posterior, optaremos siempre por un sistema circonioso teniendo en cuenta las consideraciones que hemos comentado anteriormente, ya que sus resultados todavía no son equiparables a los de las restauraciones ceramometálicas.

Como hemos visto, todavía no existe el material cerámico ideal que cumpla a la perfección todos los requisitos. Lo ideal sería lograr la regeneración tisular empleando cerámicas biodegradables, que solamente permanecieran en el organismo mientras fuera necesaria su función y desaparecieran a medida que los tejidos se fueran regenerando. A pesar de que ya se ha conseguido experimentalmente crear dentina, los resultados de estos trabajos todavía están muy lejos de la clínica diaria.

**La ZIRCONIA no se debe considerar sustituto de la prótesis parcial fija de METAL-CERÁMICA, sino como opción para la restauración protésica libre de metal.**

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Gilmar J, Santos P, Bofante G. Factores estéticos en la preparación del diente para coronas metalocerámicas. Rev. Odontol. Dominic. 1998;4(3): 182-189.
2. Pittayachawan P. McDonald A. Petrie A. Knowles J. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava TM Y-TZP dental ceramic. Dental Materials 23(2007) 1018-1029
3. Villarreal E, Sánchez SL, Masip S, Gomez E. Dioxido de circonio en odontología: un camino hacia la búsqueda del material ideal. Dendum 2007;7(3):113-117.
4. Manicone PF, Iommetti PR, Rafaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. J Dent 2007; 35: 819-826
5. Raigrodski AJ, Chinche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, Mercante DE. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. J Prosthet Dent 2006; 96: 237- 244.
6. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials 1999; 20: 1-25
7. Conrad HJ, Pesun IJ. Current ceramic material and systems with clinical recommendations: A systematic review. J Prosthet Dent 2007; 98: 389-404
8. Denry I, Kelly R. State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mat 2007; 24: 299- 307
9. Guzman B. Humberto José. Biomateriales Odontológicos de uso Clínico. Editorial Textos Universitarios. 3ra Edición. 2003: 389-410

10. Pröbster L. El desarrollo de las restauraciones completamente cerámicas. Un compendio Historico (I). Rev. Quintessence (ed. Esp). 1998; 11(8): 515-520
11. Robert G. Graig. Materiales de Odontología Restauradora. Editorial Harcout Brace. 10ma edición: 485-496
12. Bottino Marco Antoni. Estetica en Rehabilitacion Oral Metal Free. Editorial Quintessence. 2da edición.
13. Rosenstiel S.F, Land M, Fujimoto J. Prótesis fija. 1a.ed. Cd.Barcelona: Editorial Salvat editors, 1991.Pp. 323-330.
14. Martinez Rus F, Pradies Ramiro, Suarez García. Cerámicas dentales: Clasificación y criterios de selección. RCOE, 2007. Vol. 12, N° 4, 253-263.
15. Martínez Rus F. Estudio experimental del ajuste marginal en coronas cerámicas de alto contenido en circonia. Tesis Doctoral. Universidad Complutense de Madrid. Facultad de Odontología. Madrid 2005.
16. Newman M, Takei H, Carranza F. Periodontologia Clinica. 9ª ed. Mexico: Editorial Mc Graw-Hill, 2002. Pp 1006-1007.
17. Cedillo J. Coronas y Prótesis fijas In-Ceram zirconia. Revista ADM. (2002). LIX (1). 22-27.
18. Crispin B. Bases practicas de la Odontología estética. 1ª ed. Masson. Barcelona. (1998). 145-284.
19. Goldstein R. Odontología Estética. 1ª ed. Ars Medica. Barcelona (2002). Vol-I. 411- 435
20. E. Cadafach Gabriel. J. Cadafach Cabani. Manual Clínico de Prótesis Fija. Editorial Harcout Brace. 2da edición: 95-101



21. O'Boyle K, Dent B, Norling B, Cagna D. Investigación acerca de un nuevo diseño de esqueleto de metal para restauraciones metalicerámicas. Rev. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1989; 5(6): 39-45.
22. Ernest Mallat D. Ernest Mallat C. Fundamentos de la estética bucal en el grupo anterior. Editorial Quintessence, S.L., Barcelona, 2001.
23. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. Dent Mater 2005; 21:476-482.