



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO

---

---



**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LAS CORONAS  
METALOCERÁMICAS Y LIBRES DE METAL.

**T E S I N A**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

**CIRUJANA DENTISTA**

P R E S E N T A:

LUZ DEL CARMEN TEJEDA FLORES

TUTOR: MTRO. FRANCISCO JAVIER DIEZ DE BONILLA  
CALDERÓN



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.

*Doy gracias a dios y a san judas Tadeo; por permitirme llegar a una de las metas más importantes de mi vida y brindarme una familia maravillosa a la que debo la persona que soy.*

*Gracias mamá por todo tú cariño y amor. Por ser un gran ejemplo para nosotros, por demostrarnos que todo lo que nos proponamos lo podemos lograr.*

*Te agradezco los principios que has forjado en mí y en mis hermanos, sabes que te quiero, te respeto y te admiro.*

*A mis hermanas Carilú y Maricrúz, gracias por todo el apoyo incondicional que nos han ofrecido a Nahúm y a mí desde muy pequeños, por ayudarnos a realizar nuestras metas, por preocuparse por nuestro bienestar, por su cariño, consejos, por estar siempre que las necesitamos; por ser mi ejemplo a seguir .*

*A mi hermano Nahúm, gracias por ser mi compañero en este camino, por tu ayuda, por preocuparte por nosotros y darnos felicidad con tú presencia.*

*A mi hermano José Guadalupe y a mi papá que aunque siempre están lejos de mí, me dan ánimos, buenos deseos, y sé que puedo contar con ustedes.*

*A mi sobrino Adair, por ser una personita muy especial para mí. Gracias por esa sonrisa y cariño.*

*A mi abuelita que aunque ya no está conmigo la recuerdo con mucho cariño.*

*A mis amigos inolvidables de prepa 5: Nelly y Christían.*

*A mis amigos de la facultad: Isabel, Isis, Gerardo, Mine, Anel y Sandra.*

*A mis amigos de la Clínica Periférica super Vallejo: Gloria, Ale, Celene, Luis, Rocio, Ramón, Nancy, Zandra tocapita y Chucho.*

*A mis amigos de Seminario: Hilda, Jessica, Juan Carlos, Vero y Janete.*

*Hasta Siempre!!*

*Gracias al Mtro. Javier Diez de Bonilla Calderón por sus conocimientos brindados para la elaboración de esta tesina y a la Mtra. María Luisa Cervantes Espinosa, coordinadora del Seminario de Prótesis parcial fija y removible.*

*Gracias UNAM por permitirme formar parte de esta gran casa de estudios.  
“Ser pumas es un sentimiento, como no te voy a querer”.*

## ÍNDICE.

I.	INTRODUCCIÓN.....	8
II.	OBJETIVO.....	11
III.	PROPÓSITO.....	11
 <b>CAPÍTULO 1. HISTORIA DE LA CERÁMICA DENTAL.....</b>		<b>12</b>
1.1	Utilización histórica de la cerámica en Odontología.....	13
 <b>CAPÍTULO 2. PROPIEDADES FÍSICO-QUÍMICAS DE LA CERÁMICA.....</b>		<b>21</b>
2.1	Estructura química.....	21
2.2	Propiedades físicas.....	21
2.3	Propiedades dieléctricas.....	21
2.4	Propiedad aislante.....	22
2.5	Propiedad de semiconducción.....	22
2.6	Propiedades térmicas.....	22

<b>CAPÍTULO 3. CLASIFICACIÓN DE LAS CERÁMICAS DENTALES.....</b>	<b>23</b>
3.1 Clasificación de las cerámicas dentales de acuerdo a su temperatura de fusión .....	23
3.2 Clasificación de las cerámicas dentales de acuerdo a su composición química.....	26
3.2.1 Cerámicas feldespáticas.....	26
3.2.2 Cerámicas aluminosas.....	28
3.2.3 Cerámicas circoniosas.....	34
3.3 Clasificación de las cerámicas de acuerdo a su sistema de procesado.....	36
3.3.1. Condensación sobre muñón refractario.....	36
3.3.2 Sustitución a la cera pérdida.....	37
3.3.3 Tecnología asistida por ordenador.....	38

<b>CAPÍTULO 4. RESTAURACIONES METALOCERÁMICAS.....</b>	<b>41</b>
4.1 Aleaciones para metal cerámica.....	41
4.2 Propiedades físico-químicas de las aleaciones para metal cerámica.....	44
4.3 Generalidades de las coronas metalocerámicas.....	45
4.4 Indicaciones y contraindicaciones de las coronas metalocerámicas.....	47
4.5 Factores a considerar antes de realizar preparaciones en coronas metalocerámicas.....	49
4.6 Principios biológicos y mecánicos de las preparaciones.....	50
4.6.1 Principios biológicos.....	50
4.6.2 Principios mecánicos.....	54
4.7 Tallado para corona metalocerámica en dientes anteriores.....	57
4.8 Tallado para corona metalocerámica para dientes posteriores.....	61
4.9 Líneas de terminación.....	62

<b>CAPÍTULO 5. CORONAS LIBRES DE METAL</b> .....	66
5.1 Indicaciones y contraindicaciones de las coronas libres de metal.....	67
5.2 Sistemas totalmente cerámicos de mayor utilización clínica.....	69
5.3 Criterios de selección para coronas libres de metal.....	76
5.4 Secuencia clínica para la confección de las coronas libres de metal.....	81
<b>CAPÍTULO 6. COLOR</b> .....	83
6.1 Componentes del color.....	83
6.2 Color en las coronas metalocerámicas y libres de metal.....	85
<b>CAPÍTULO 7. CEMENTACIÓN</b> .....	87
7.1 Sistema adhesivo.....	88
7.2 Cemento resinoso.....	92
IV. CONCLUSIONES.....	95
V. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	97

## I. INTRODUCCIÓN.

Desde la aparición de las primeras restauraciones en prótesis fija, los esfuerzos de los profesionales dentales y técnicos de laboratorio han ido encaminados a perfeccionar las condiciones de resistencia, biocompatibilidad, buena adaptación marginal, estética y funcionalidad de las restauraciones, para aumentar su longevidad en la cavidad bucal<sup>1</sup>.

Comúnmente para rehabilitar a un paciente nos cuestionamos cuál es el material que logra las mejores expectativas, si bien algunos de ellos poseen ciertas ventajas sobre los otros; así la elaboración del plan de tratamiento se debe basar en las características que presentan los dientes a restaurar<sup>2</sup>.

Encontrando como parámetros: la destrucción estructural del diente, estética, salud de los tejidos periodontales, funcionalidad de la prótesis, longevidad de la restauración y costo en su fabricación<sup>2</sup>.

En prótesis fija cuando se desea realizar una corona individual o un puente fijo, se plantean dos posibilidades, restaurar con coronas metalocerámicas o bien con libres de metal. Si bien las coronas vaciadas en metal han estado en el mercado dental durante muchos años debido a sus buenas propiedades físicas y químicas<sup>3</sup>.

Como las coronas metalocerámicas presentan resistencia a cargas masticatorias, es posible usarlas en pacientes con parafunción<sup>4,5</sup>.

La proporción de fractura de las coronas metalocerámicas así como los puentes fijos es menor de 2.3% después de 7.5 años. Están indicadas en prótesis extensas, debido a su alta resistencia a la fractura. También no presentan cambios significativos en el color por microfiltración entre el revestimiento y el metal<sup>3</sup>.

Las restauraciones metalocerámicas se emplean frecuentemente para restaurar los dientes que tienen menor solidez estructural, así como para aquellos que tuvieron tratamiento endodóncico y tienen un retenedor intrarradicular <sup>6</sup>.

Desafortunadamente, el metal limita la transmisión de la luz y disminuye la reproducción de la profundidad de color <sup>7</sup>. Este problema puede ir acompañado también con un margen gingival metálico que se presenta frecuentemente cuando existe un desajuste marginal en la terminación cervical del diente debido a una inadecuada línea de terminación <sup>8</sup>.

Actualmente las investigaciones más recientes se centran en las cerámicas sin metal, debido a que se busca la sustitución de la cofia metálica, sin que haya un descenso en sus propiedades mecánicas. Por lo tanto se busca mejorar la estética con respecto a las propiedades ópticas <sup>9</sup>.

A pesar de las ventajas reconocidas de estos materiales como es la integridad marginal debido a su línea de terminación supragingival preferentemente así como el sellado que se lleva a cabo con el sistema adhesivo. Los dientes a restaurar deben de presentar una adecuada solidez estructural, ya que el desgaste oclusal, vestíbulo palatino, lingual y axial son más profundos que en las coronas metalocerámicas <sup>6</sup>. Así que deben cumplir con los requisitos de resistencia y retención para prevenir el desalojamiento de la restauración <sup>8</sup>.

Las restauraciones metalocerámicas tienen mejor supervivencia en comparación de las libres de metal, su promedio de vida según se ha reportado es de 7 a 10 años <sup>3</sup>. Si se les compara con las coronas de In Ceram Zirconia que están siendo utilizadas para restaurar tanto dientes anteriores como posteriores debido a su alta resistencia a cargas masticatorias éstas tienen un promedio de supervivencia calculada entre

tres a cinco años ya que suelen presentar en su fase inicial envejecimiento o descarrilamiento en la cerámica de recubrimiento <sup>10</sup>.

Algunos sistemas totalmente cerámicos como es, In ceram zirconia y Procera all ceram, emplean para su elaboración sistemas asistidos por ordenadores, como CAD CAM; con este sistema se fabrican restauraciones de forma estandarizada, precisa y rápida; pero aumenta considerablemente el costo del tratamiento, así como las exigencias para realizar un adecuado tallado de la pieza dentaria, lo cual exige mayor habilidad del clínico ya que la falta de conocimiento del manejo del sistema puede provocar el fracaso clínico de la restauración protésica. El manejo de esta técnica es mucho más sensible en comparación a las coronas convencionales de metal cerámica <sup>11</sup>.

Últimamente los sistemas libres de metal han ganado gran popularidad, debido a sus mejoras físicas; ya son utilizados para rehabilitar dientes en el segmento posterior; con éxito calculado de cinco años, se prevé que pronto serán un material con mayor utilización aunque su principal limitación es el alto costo de su fabricación <sup>10</sup>.

## **II. OBJETIVO.**

Conocer las ventajas y desventajas de las coronas metalocerámicas y libres de metal de acuerdo a una revisión bibliográfica.

## **III. PROPÓSITO.**

Desarrollar de manera teórica y explicativa los conceptos básicos sobre el diseño y la aplicación clínica en la práctica odontológica de las coronas metalocerámicas y libres de metal así como determinar los distintos tipos de preparaciones dentarias y terminaciones marginales necesarias para la confección de prótesis de ambos sistemas.

## CAPÍTULO 1. HISTORIA DE LA CERÁMICA DENTAL.

Las cerámicas engloban una familia de materiales inorgánicos dentro del grupo de materiales no metálicos. Las cerámicas se dividen a menudo en tres subgrupos: las cerámicas de silicato, las cerámicas de óxido y las cerámicas no de 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 (sinterización) 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 sólo contienen componentes oxidantes, pero habitualmente se denominan también a las cerámicas con componentes de óxido mezclados como cerámicas de óxido <sup>12</sup>.

El material quemado accidentalmente en el fuego (en griego *Keramos*=material quemado, objetos de arcilla; *Kerameus*=alfarero) se conoce ya en la historia más temprana del hombre, como demuestran los yacimientos del 2300 a.c. en la zona de Bohemia actual. La elaboración de vajilla y objetos sencillos a base de loza (“cacharros” terrosos y porosos) se conoce desde el 6000 hasta el 7000 a.c.<sup>12</sup>

## 1.1 Utilización histórica de la cerámica en Odontología.

Hacia 1770, apareció la idea de utilizar porcelana como material de prótesis en Odontología. Tras infructuosos intentos de elaboración de prótesis inorgánicas, como los dientes artificiales realizados con una 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), el farmacéutico francés Alexis Duchateau (1714-1792) coció finalmente una prótesis de porcelana, al estar insatisfecho con su propia prótesis por su decoloración y la aparición de mal aliento. Los intentos de Duchateáu de probar su invento en otros pacientes fracasaron por la escasa formación profesional del farmacéutico <sup>12</sup>.

En el año 1778 Nicholas Dubois de Chémant (fig. 1), 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, cuidadosamente guardados por De Chémant, al retomar la producción el dentista Dubois –Foucou (1748-1830), tras patentar el sistema <sup>12</sup>.



*Figura 1. Nicholas Dubois de Chémant, se le considera el pionero de la prótesis dental <sup>13</sup>.*

El fundamento de la producción en serie de dientes artificiales a parece de mano del dentista italiano, que ejercía en París, Giuseppangelo Fonzi (1768-

1840) mientras que hasta ese momento la prótesis de porcelana completa, a base de dientes, se cocía en una sola pieza. Fonzi (fig. 2), publicó en 1808 un método para producir dientes unitarios. Dentro de éstos incluía un gancho de platino, que se soldaba finalmente a una barra metálica. Por tanto, fue la primera vez que se cocieron masas cerámicas sobre un esqueleto metálico <sup>12</sup>.

Las cerámicas dentales de finales del siglo XVIII, no presentaron cambios en la composición de las porcelanas chinas (cuarzo 15-30%; feldespato 15-30% y caolín 40-70%) ya que el caolín se transforma durante el proceso de quemado en mullit blanco, este material presenta un fuerte blanco turbio estéticamente inaceptable. Por esta razón se aumentó la parte proporcional de feldespato a costa del caolín (cuarzo: 10-30%, feldespato: 60-90%, y caolín: 0-5%) mejorando de esta forma la translucidez del material vidrioso resultante <sup>12</sup>.



*Figura 2. Giuseppe Fonzi a la edad de 40 años<sup>13</sup>.*

Las fábricas dentales se fundaron inicialmente en los EE.UU. donde se había conocido la cocción de dientes de porcelana del dentista emigrado desde París Antoine Plantou (1774-1839). Destacan especialmente los hornos, desde 1825, de Charles W. Peale (1741-1821) y Samuel W. Stockton (1800-

1872) así como las enormes fábricas del nieto de Stockton, Samuel S. White (1822-1879), fundador de la empresa S.S. White <sup>12</sup>.

Las técnicas de reconstrucción de dientes unitarios mediante coronas cerámicas artificiales se desarrollaron a finales del siglo XIX, aunque ya en 1802 De Chémant había descrito la posibilidad de una corona de porcelana con perno. Inicialmente se utilizaron dientes tubo con un canal central, que podían ser remachados mediante un perno a una base metálica <sup>12</sup>.

En el año 1880, el americano Cassius M. Richmond (1835-1902) obtuvo la patente de la corona Richmond, denominada así por su fundador. Esta corona de perno consistía en un perno de oro soldado a un capuchón, en el que se encontraba una faceta de porcelana sobre un zócalo de oro. Las coronas de Logan eran coronas de porcelana completas con un perno de platino e iridio cocido <sup>12</sup>.

En los años ochenta, Charles H. Land (1847-1919), de Detroit, patentó su procedimiento de cocer obturaciones de porcelana encima de una hoja de platino. La utilización de dicho principio para la técnica de coronas fue publicada por Land en el año 1903. La corona Jacket de Land constituía, por tanto, la primera corona hueca con ciertas aspiraciones estéticas, en la restauración de dientes unitarios. Los principios de preparación para coronas jacket, como la preparación escalonada circular y el grosor mínimo, son aún válidos <sup>14</sup>.

Los primeros inlays cerámicos fueron elaborados en 1857 en Washington D.C, por Edward Maynard (1813-1891), quien esculpía las cavidades correspondientes de los dientes de porcelana y los insertaba en una capa de oro. Las empresas S.S, White y Ash produjeron posteriormente cilindros de porcelana con los tornos correspondientes, un principio que, a través de la técnica adhesiva en forma de inserciones cerámicas prefabricadas, vuelve a estar en la actualidad<sup>12</sup>.

Los métodos introducidos por C.H. Land alrededor de 1888, el cocido de obturaciones de porcelana sobre una hoja de platino correspondiente a la cavidad, encontraron dificultades por la difícil fundición del material <sup>13</sup>. Por ello, en 1889 el dentista de Bremen Wilhelm Herbst (1842-1917) intentó introducir el vidrio como material de obturación, mediante una mezcla de vidrio en polvo que se fundía directamente con una llama de gas en un modelo de yeso realizado tras una impresión en cera. Estas obturaciones eran de poca duración y no mantenían el color. Un avance decisivo no se alcanzó hasta 1897, con la técnica de inlays cerámicos, cuando el americano, Newell S. Jenkins (1840-1919), compuso una masa de porcelana de bajo índice de fundido. La comprobación sistemática del comportamiento de la duración de las masas cerámicas dentales se puede seguir hasta principios de este siglo: en los años 1910 y 1918 W.L. Fickes publicó los primeros intentos de rotura en cuerpos de comprobación en forma de dado. Victor K. Ilg mencionó en su libro Cerámica Odontológica en 1949, donde presenta sus investigaciones sobre contracción y consistencia de la porcelana. Comprobó la resistencia a la torsión al tensar el material a probar entre dos soportes y llenar lentamente de agua un cubo que colgaba de la mitad del material, para así comprobar el punto de rotura <sup>12</sup>.

Se alcanzaron importantes mejoras respecto a la ausencia de burbujas, dureza y translucidez de la cerámica dental con el desarrollo de la cocción en vacío actualmente habitual: en 1898 se menciona ya este procedimiento en una patente de Friedrich August Wienand, hecha realidad en 1913 por el técnico alemán H. Helberger. Pero sólo en 1949, tras los trabajos de Gatzka, el cocido en vacío se pudo introducir definitivamente en la Odontología <sup>12</sup>.

En 1931 Gonon y Lakermance experimentaron la cocción de masas cerámicas con una red de alambre de platino enhebrada. En 1936 Hovestad, consigue por primera vez el colado de un puente de una aleación de platino e iridio para el cocido de porcelana, Weinstein et al, utilizaron finalmente una

aleación de oro, platino y paladio para cocer cerámica. Basándose en estas patentes, las empresas alemana Vita y Degussa desarrollaron el sistema de coronas metalocerámicas Degudent en 1962, al que siguió en 1965 el sistema Biodent Herador de oro y cerámica de las empresas DeTrey y Heraeus. Estos sistemas metalocerámicos forman la base del modelo actual de prótesis fijas. A través de la subestructura metálica se evita de manera eficiente el inicio de rotura de las tensiones existentes, de tal manera que disminuye ampliamente el riesgo de fractura. Basándose en este hecho, la metalocerámica avanzó imparablemente; a causa de su utilización universal para coronas, puentes y prótesis combinadas en el tratamiento protésico, se ha convertido en imprescindible <sup>12</sup>.

Los materiales dentales, como la cerámica, pueden ser reforzados al dispersar cristales de cerámica de alta resistencia y elasticidad en la matriz de vidrio. Si el vidrio tiene una expansión térmica similar a la de los cristales, la fuerza y elasticidad de composites de vidrio-cristal puede incrementarse progresivamente en la proporción de fase cristalina<sup>15</sup>. Mc Lean y Hughes utilizaron este método para reforzar coronas al estar desarrollando las porcelanas de alúmina en 1965. Se hizo un centro de porcelana que contenía 50% (por peso) de cristales de alúmina fusionados sobre el cual se orneó un veneer de porcelana con el mismo grado de expansión. Se obtuvieron fuerzas flexurales de más de 120 MPa en estos materiales <sup>16</sup>.

Estas porcelanas presentaban el problema de una mayor opacidad y de ser más blanquecinas, por lo que para conseguir una estética aceptable se necesitaba un tallado muy agresivo. Además no resolvían el problema de la adaptación marginal <sup>16</sup>.

A pesar del éxito de la metalocerámica últimamente ha cobrado gran importancia los materiales totalmente cerámicos ya que estos logran una perfecta imitación de los tejidos dentales duros por tener entre sus

características la translucidez <sup>17</sup>. Las cerámicas son el material idóneo, por sus propiedades físicas, sus constantes en color, resistencia a la abrasión, estabilidad química, coeficiente de expansión térmica cerca de la estructura dentaria, resistencia a la compresión y compatibilidad biológica. Las características ópticas se pueden ajustar a la sustancia dental, respecto a su color, translucidez, opacidad, fluorescencia y brillo <sup>5</sup>.

Para la aplicación dental es conveniente la dureza de la cerámica similar a la del esmalte para minimizar el desgaste resultante de la restauración de cerámica sobre el diente antagonista <sup>16</sup>.

Así mismo sus propiedades aislantes (baja conductividad térmica, baja difusión térmica y baja conductividad eléctrica), les confieren a las cerámicas propiedades como excelentes aislantes térmicos y eléctricos <sup>18</sup>.

El descubrimiento del principio de dispersión de la solidificación por parte de Hughes y Mc Lean, añadió a la fundición de cerámica óxido de aluminio cristalino fino, mejorando las propiedades mecánicas. Este descubrimiento condujo al desarrollo de diversas masas de granos duros que, por la opacidad producida por el óxido de aluminio, se tuvieron que cocer con cerámica para conseguir la estética deseada<sup>15</sup>.

El desarrollo de sistemas vitrocerámicos que se forman partiendo de una fundición de vidrio y luego se someten a un proceso cerámico, fue posible tras la presentación de Carder en el año 1930 de un método de un procedimiento de cocción de cera (método de cera perdido) para la elaboración de objetos de vidrio tridimensionales, en un principio para la elaboración de artículos de decoración. Mc Culloch detectó la utilización de este material para la elaboración de prótesis <sup>12</sup>.

El auge del desarrollo de la cerámica para cofia de corona libre de metal se observó en los años ochenta (década de la cerámica); introducidas por

Grossman. Llevó por nombre comercial Dicor (Dentsplay). Esta cerámica estuvo compuesta por 45% de cristales de mica tetra sílice con flúor fundido a temperaturas de 1350°-1400°C. La conversión de vidrio a cerámica se lleva a cabo por medio de un solo paso aplicando calor. La mica tetracíclica forma un núcleo durante el proceso calórico. Esta aplicación de calor se conoce como “ceramización” y ocurre a temperaturas de entre 650 grados centígrados a 1075 grados. La fase de vidrio residual ocupa el 45% (del volumen) de la cerámica de vidrio<sup>1</sup>.

El método utilizado para Dicor es muy llamativo, ya que es muy similar al método de pérdida de cera, utilizado en el vaciado del oro. La corona en cera es vaciada. Después de someterla a calor por 30 minutos a una temperatura de 900 grados centígrados. El vidrio es vaciado centrífugamente a 1370 grados centígrados. La cerámica vaciada es vertida en medidas en un crisol desechable. Después de remover y ser cortada con granos de alúmina, la corona es revestida y pasada por el proceso de “ceramización” (antes mencionado) para producir el crecimiento de cristales. La corona resultante es semi cristalina, pero aún translúcida, lista para poder agregar color ya sea por glaseado o por medio de veneers de porcelana<sup>14</sup>.

La resistencia de Dicor es similar a la de la porcelana de alúmina y tiene una fuerza flexural de alrededor de 151 MPa, por lo tanto tendía a la fractura en el uso en sector posterior por las cargas de masticación<sup>15</sup>.

Posteriormente a este sistema le siguió Cerestore una cerámica que presentaba una limitada contracción. La producción de una cerámica de este tipo radica principalmente en convertir la alúmina y óxido de magnesio en una espinela de alúmina-magnesio. La espinela ocupa un mayor volumen que los óxidos simples. El diseño del centro de la porcelana es similar al de la corona de porcelana de alúmina y se debe poner especial atención al

reforzamiento del área cervical puesto que la fuerza flexural de Cerestore no es mayor a la de la porcelana de alúmina <sup>15</sup>.

En general la resistencia y la opacidad de una porcelana reforzada con alúmina están relacionadas con el tamaño de sus partículas o de sus cristales. Mientras más fino sea el tamaño de sus cristales, mayor va a ser su resistencia y opacidad. Por lo tanto se realizaron pruebas para optimizar la relación que hay con respecto al tamaño de las partículas de vidrio-cristal y obtener un mejor desempeño en el proceso de sinterización, en su resistencia y translucidez. Los cristales de alúmina previamente fusionados con vidrio pueden mejorar la resistencia y translucidez debido a que el material alúmina-vidrio puede ser sometido a altas temperaturas y después ser molido para producir porcelana con centro de alúmina <sup>15</sup>.

Al sistema Cerestore le siguió cronológicamente el Hi-Ceram que contiene el mismo porcentaje de alúmina que Cerestore pero que simplificaba considerablemente el proceso de fabricación con lo cual el resultado final es más predecible; sin embargo la resistencia para grupos posteriores no era satisfactoria y fue sustituido por el sistema In-Ceram en 1996. Este sistema se basa en la realización de coronas mediante un núcleo de alúmina presinterizado con un contenido de alúmina del 70% inicialmente poroso y que posteriormente es infiltrado con vidrio <sup>19</sup>.

Posteriormente se desarrollaron los sistemas CAD/CAM para elaborar restauraciones libres de metal, utilizando una alta tecnología de escaneo y diseño asistido por computador (CAD), combinado por una manufactura industrial (CAM) <sup>11</sup>.

## **CAPÍTULO 2. PROPIEDADES FÍSICO-QUÍMICAS DE LA CERÁMICA.**

### **2.1 Estructura química.**

Los materiales cerámicos son compuestos químicos o soluciones complejas, que contienen elementos metálicos y no metálicos. Tienen amplias propiedades mecánicas y físicas. La forma de sujeción de los electrones en las moléculas de estos elementos hace que sean conductores pobres. Los fuertes enlaces dotan a estos materiales de altas temperaturas de fusión<sup>18</sup>.

Tienen estructura cristalina más compleja que la de los materiales metálicos<sup>18</sup>.

### **2.2 Propiedades físicas.**

Debido a sus enlaces iónicos o covalentes, los materiales cerámicos por lo general son duros, frágiles, con baja conductividad eléctrica y térmica, buena estabilidad química y elevada resistencia a la compresión<sup>18</sup>.

### **2.3 Propiedades dieléctricas.**

Se denomina dieléctricos a los materiales que no conducen la electricidad, por lo que pueden ser utilizados como aislantes eléctricos.

Algunos ejemplos de este tipo de materiales son el vidrio y la cerámica, entre otros<sup>18</sup>.

## **2.4 Propiedad aislante.**

Los aislantes cerámicos se forman a partir de silicatos pulverizados y otros metálicos, y se cuecen a continuación. Se trata de un proceso de sinterización. Luego se les suele proveer de un revestimiento vitrificado para evitar la entrada de agua al desgastarse los poros <sup>18</sup>.

## **2.5 Propiedad de semiconducción.**

Son materiales poco conductores, pero sus electrones pueden saltar fácilmente de la banda de valencia a la de conducción, si se les comunica energía exterior. Algunos ejemplos son: el silicio, el germanio y el galio <sup>18</sup>.

## **2.6 Propiedades térmicas.**

Están diseñados para optimizar las propiedades mecánicas a temperaturas elevadas. Algunos procesos para llegar a los cerámicos avanzados son: compresión y sinterizado<sup>9</sup>.

Los valores de tenacidad de fractura en los materiales cerámicos son muy bajos (apenas sobrepasan el valor de 1 MPa), valores que pueden ser aumentados considerablemente mediante métodos como el reforzamiento con otros elementos como el zirconio<sup>9</sup>.

## **CAPÍTULO 3. CLASIFICACIÓN DE LAS CERÁMICAS DENTALES.**

La cerámica ha sido utilizada por mucho tiempo para restauraciones dentales. Las coronas individuales fueron las primeras restauraciones hechas completamente de cerámica, aunque éstas han sido mejoradas para obtener mejores resultados clínicos, la resistencia es aun baja. El principal campo de aplicación de las cerámicas fue sobre una estructura metálica. En el pasado, la elaboración de prótesis parciales fijas con buen pronóstico, solo podía llevarse a cabo con restauraciones metal porcelana. El deseo de obtener mejor estética y biocompatibilidad mejorada llevó al desarrollo de sistemas de restauración cerámicas libres de metal <sup>20</sup>.

Hay varias categorías para clasificar a las cerámicas dentales, en este caso solo serán mencionados tres sistemas de clasificación: temperatura de fusión, composición química y técnica de confección <sup>21</sup>.

### **3.1 Clasificación de las cerámicas dentales de acuerdo a su temperatura de fusión <sup>22</sup>.**

- Alta fusión (1.290-1.370 °C).
- Media fusión (1.090-1.300 °C).
- Baja fusión (870 a 1.065 °C).

La cerámica de alta fusión se acostumbra a utilizar para la fabricación de dientes de porcelana, aunque en ocasiones se ha usado también para construir coronas jacket de porcelana <sup>22</sup>.

La cerámica de alta fusión se compone de feldespato ( 70 a 90%), cuarzo ( 11 a 18%) y caolín ( 1 a10%). El principal componente del feldespato es el dióxido de sílice, presente en forma de  $\text{Na}_2\text{O}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $6\text{SiO}_2$ , y  $\text{K}_2\text{O}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{SiO}_2$ . Cuando se funde, forma un material vidrioso que da a la porcelana su translucidez. Actúa como matriz para el cuarzo de alta fusión ( $\text{SiO}_2$ ), que a su vez forma un esqueleto refractario alrededor del cual funden los demás materiales. Durante la cocción, ayuda a la restauración de porcelana a mantener su forma. El caolín, un tipo de arcilla, es un material pegajoso que une las partículas entre sí cuando la porcelana esta “verde” o no cocida <sup>22</sup>.

Las cerámicas de fusión baja o media se fabrican mediante un proceso denominado “frita”. Los componentes crudos de la cerámica se funden, se enfrían rápidamente y se pulverizan hasta obtener un polvo extremadamente fino. Cuando se cuecen de nuevo en la fabricación de la restauración, este polvo se funde a temperatura más baja sin experimentar ninguna reacción piroquímica (tabla 1) <sup>22</sup>.

La principal ventaja sobre el producto final que presentan las cerámicas de medio o bajo punto de fusión es que durante el enfriamiento acontecen menores cambios dimensionales lo que se traduce en menor aparición de grietas y porosidad superficial, así como la posibilidad de que se puedan utilizar en técnicas metalocerámicas con metales con menor temperatura como el titanio. Sin embargo, la deformación que sufren por cocciones repetitivas, por ejemplo por causa de pruebas o reparaciones es un factor limitante en su uso. No obstante hoy por hoy las porcelanas de bajo punto de fusión son casi tan resistentes como las de alto punto de fusión y presentan una solubilidad y translucidez adecuadas <sup>22</sup>.

Tabla 1. Ingredientes de las porcelanas dentales de baja y media fusión.		
	Porcelana de baja fusión.	Porcelana de media fusión.
Dióxido de sílice	69.4%	64.2%
Óxido bórico	7.5	2.8%
óxido cálcico	1.9%	-----
Óxido potásico	8.3%	8.2%
Óxido sódico	4.8%	1.9%
óxido de aluminio	8.1%	19.0%
Óxido de litio	---	---
Óxido de magnesio	-----	0.5%
Pentóxido de fósforo	-----	0.7%

Añadir ciertos óxidos metálicos (óxido de zirconio, óxido de titanio y óxido de estaño) hace más opaca la cerámica. Generalmente se emplea una capa de porcelana opaca para enmascarar la cofia de metal de una restauración metalocerámica<sup>9</sup>.

También se añaden óxidos pigmentados para obtener los matices necesarios para imitar la dentición natural. Estos pigmentos coloreados se obtienen por la fusión de óxidos metálicos conjuntamente con el vidrio y los feldespatos. Entre los óxidos metálicos y sus respectivas contribuciones al color de la porcelana se encuentran el óxido de níquel o hierro (marrón), el óxido de cobre (verde), el óxido de titanio (marrón amarillado) y el óxido de cobalto (azul)<sup>9</sup>.

## **3.2 Clasificación de las cerámicas dentales de acuerdo a su composición química.**

Se clasifican en cerámicas feldespáticas (convencionales y de alta resistencia), cerámicas aluminosas y circoniosas <sup>21</sup>.

### **3.2.1 Cerámicas feldespáticas.**

El feldespato, uno de los componentes mayoritarios de las porcelanas, una vez fundido con los óxidos metálicos solidifica en forma vítrea o amorfa y constituyen la fase vitrificada y son por tanto vidrios desde el punto de vista estructural, mientras que el cuarzo, el segundo componente cuantitativamente importante, contribuye a formar la fase cristalina de las cerámicas <sup>17</sup>.

Las cerámicas feldespáticas con adhesión química confiable se han usado en las restauraciones de metal porcelana por más de 35 años. Han sido muy frágiles para usarse con confianza en la construcción de coronas de cerámica sin un núcleo de metal vaciado o cofia de hoja de metal <sup>17</sup>.

Predomina en su composición el óxido de sílice o cuarzo en una proporción del 46-66%, frente al 11-17% de alúmina <sup>17</sup>.

#### ➤ Cerámicas feldespáticas convencionales.

Las cerámicas feldespáticas convencionales. Son muy estéticas pero su principal inconveniente deriva de su fragilidad y de su baja resistencia a la flexión 95-125 MPa. Contenían exclusivamente los tres elementos básicos

de la cerámica: feldespato, cuarzo y caolín <sup>17</sup>. 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 <sup>21</sup>.

➤ Cerámicas feldespáticas de alta resistencia reforzadas con leucita.

Las porcelanas feldespáticas de alta resistencia están reforzadas por un 19 % de cristales de leucita. Su composición química es un 63% de cuarzo y un 18% de óxido de aluminio. Gracias a que puede llevarse a cabo un proceso de prensado se reduce la porosidad y se logra una precisión de ajuste adecuada y reproducible. La perfecta distribución de los cristales de leucita dentro de la matriz de vidrio, observable durante la fase de enfriamiento y después del prensado, contribuye a incrementar la resistencia del material sin disminuir significativamente su translucidez; su resistencia mecánica va de 100-300 MPa <sup>20</sup>. En este grupo de porcelanas encontramos a Optec-HSP<sup>®</sup> e IPS Empress<sup>®</sup> I (Ivoclar), entre otras. 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 <sup>21</sup>.

- Cerámicas feldespáticas de alta resistencia reforzadas con óxido de litio.

Su composición química es un 57-80% de cuarzo, un 11-19% de óxido de litio y un 0-5% de óxido de aluminio. La incorporación de estas partículas cristalinas conlleva un aumento de la resistencia a la flexión de hasta 320-450 MPa. Como ejemplo esta 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 <sup>17</sup>.

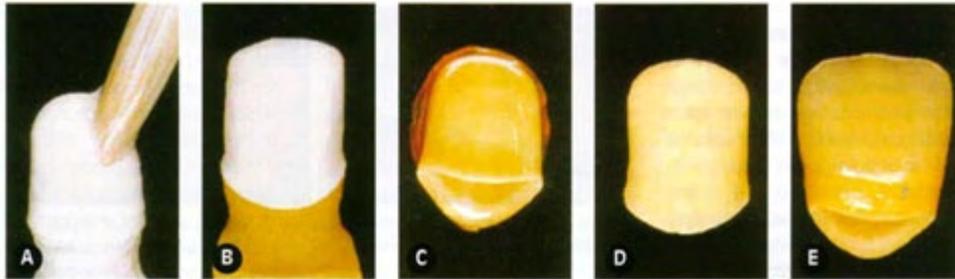
### **3.2.2 Cerámicas aluminosas.**

En 1965, McLean y Hughes abrieron una nueva vía de investigación en el mundo de las cerámicas sin metal. Estos autores incorporaron a la cerámica feldespática cantidades importantes de óxido de aluminio reduciendo la proporción de cuarzo. El resultado fue un material con una micro estructura 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>15</sup>.

McLean y Hughes, 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 <sup>2</sup>.

En este tipo de porcelana existe un incremento de la alúmina en su composición alcanzando cifras entre un 40 y un 85%, mientras que se reduce la concentración de óxido de sílice del 60% hasta un 15%. Este grupo corresponde a las clásicas porcelanas aluminosas convencionales. Al incrementarse el óxido de aluminio aumentan las propiedades mecánicas, reduciendo el riesgo a cuarteaduras.

El proceso de laboratorio por el cual se obtiene es Slip casting, mediante este método, el polvo cerámico de finas partículas, con elevado contenido de alúmina, se mezcla con líquido especial y se aplica una capa sobre el modelo duplicado sobre el modelo, formándose una estructura firme. Esta estructura se esculpe y se sinteriza en un horno a temperatura de 1,140 °C, en un ciclo de 11 horas. Las partículas se funden y producen una estructura cristalina organizada. Mediante una segunda cocción (sinterización) a 1.100 °C, por 5 horas, la estructura de óxido de aluminio se sinteriza y se infiltra con vidrio fundido, obteniéndose una estructura resistente. Sobre esta estructura se aplican de forma convencional las masas de cuerpo de la dentina y del esmalte (Fig. 3) <sup>17</sup>.



*Figura 3. Corona vitrocerámica infiltrada con vidrio. a) Óxido de aluminio; b) aspecto de la cofia sinterizada; c) colocación del infiltrado del vidrio; d) aspecto de la cofia una vez infiltrada; e) Corona finalizada revestida mediante cerámica convencional <sup>17</sup>.*

Las cerámicas aluminosas están indicadas para la confección de estructuras internas de coronas completas y como recubrimiento de estructuras de metal, como ejemplo esta In-Ceram Alúmina, cuya aplicación es para fabricar las estructuras de coronas y puentes cortos. Esta cerámica está compuesta en un 85% por óxido de aluminio. La elevada concentración de alúmina la dota de una resistencia a la flexión de 400-600 MPa <sup>17</sup>.

Otra cerámica de este grupo es In-Ceram Spinell, compuesta por óxido de magnesio (28%) y óxido de aluminio (72%), forman un compuesto denominado espinela ( $Mg_2AlO_4$ ). Las cofias fabricadas con esta cerámica presentan mayor translucidez con respecto a la alúmina debido a la composición de sus cristales y a que son infiltradas al vacío con vidrio <sup>16</sup>. Presenta una resistencia a la flexión de 350-430MPa <sup>21</sup>.

Actualmente In-Ceram Zirconia, es la cerámica de mayor utilización dentro de las cerámicas aluminosas. Las restauraciones de In Ceram Zirconia se

caracterizan por una elevada resistencia, ya que sus estructuras están confeccionadas con un material compuesto de alúmina (67%) reforzada con zirconia (33%) e infiltrado posteriormente con itrio. El óxido de zirconio aumenta significativamente la tenacidad y la tensión umbral de la cerámica aluminosa hasta el punto de permitir su uso en puentes posteriores. Presenta una resistencia a la flexión de 800-1200 Mpa<sup>6</sup>.

Procera All Ceram, Este sistema libre de metal, emplea una alúmina de elevada densidad y pureza (>99,5%). Sus cofias 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. Su resistencia a la flexión es de 601 Mpa<sup>23</sup>.

A continuación se presenta una tabla comparativa de las principales características de las porcelanas anteriormente mencionadas (tabla 2).

Tabla 2. Características de las porcelanas dentales .			
Denominación	Compuesto principal	Indicaciones	Forma de trabajo.
In Ceram Alúmina.	Alúmina 85%	Fija de tres elementos en segmento anterior.	Infiltración/estratificación.
In Ceram Spinell.	Alúminio 72% Magnesio 28%	Cofia de coronas en dientes anteriores.	Infiltración/estratificación.
IPS Empress.	Leucita 40-50% Alúmina 17%	Cofia en coronas en dientes anteriores.	Prensada o inyectada.
Optec, HSP.	Leucita 45% Silice 20%	Cofia de coronas en dientes anteriores.	Prensada o inyectada.
Procera/ All Ceram.	Alúmina 99.9% Silice.	Cofia en dientes anteriores y posteriores.	Procesado por ordenador.

- Ventajas e inconvenientes generales de las cerámicas feldespáticas y aluminosas.

Ventajas:

- Estabilidad química.
- Buenas propiedades ópticas (fig.4).
- Buenas propiedades de superficie.
- Biocompatibilidad muy buena.
- Elevada resistencia mecánica.
- Buen ajuste marginal.
- Radiopacidad.

Inconvenientes:

- Porosidad
- Fragilidad.
- Gran contracción durante la cocción y el enfriamiento.
- Desgaste de antagonistas.



*Figura 4. Imagen de tres coronas terminadas<sup>34</sup>.*

### 3.2.3 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%). El óxido de circonio ( $ZrO_2$ ) también se conoce químicamente con el nombre de zirconia o circona. La principal característica de este material es su elevada tenacidad debido a que su micro estructura es totalmente cristalina y además posee un mecanismo de refuerzo denominado «transformación resistente». Este fenómeno descubierto por Garvie & cols; en 1975 consiste en que la zirconia parcialmente estabilizada ante una zona de alto estrés mecánico como es la punta de una grieta, sufre una transformación, de fase cristalina pasa a forma tetragonal y monoclinica, adquiriendo un volumen mayor (fig.5). De este modo, se aumenta localmente la resistencia y se evita la propagación de la fractura <sup>21</sup>.

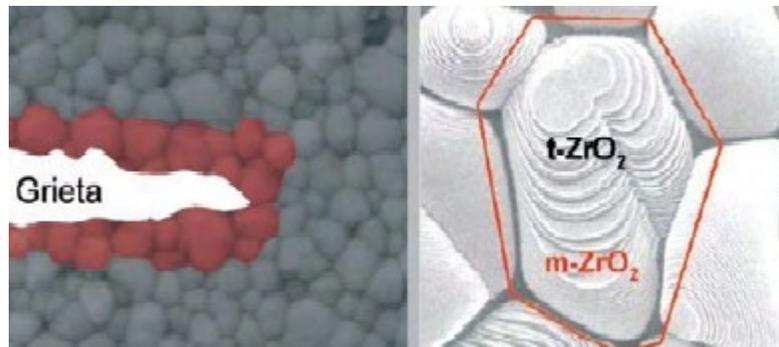


Figura 5. Transformación de fase cristalina en la zirconia <sup>21</sup>.

Esta propiedad le confiere a estas cerámicas una resistencia a la flexión entre 1000 y 1500 MPa, superando con un amplio margen al resto de porcelanas. Por ello, a la zirconia se le considera el «acero cerámico». Estas excelentes características físicas han convertido a estos sistemas en los candidatos idóneos para elaborar prótesis cerámicas en zonas de alto compromiso mecánico. A este grupo pertenecen las cerámicas dentales de última generación: Cercon<sup>®</sup> (Dentsply), In-Ceram Celay, Procera<sup>®</sup> Zirconia (Nobel Biocare), Lava<sup>®</sup> (3M Espe), entre otros. 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<sup>21</sup>.

Las porcelanas altamente sinterizadas alcanzan unos valores de tenacidad y de tensión umbral mayor que los conseguidos por la alúmina y la zirconia de forma individual. Además, tienen una adecuada dureza y una gran estabilidad química. Así, estos biomateriales de alúmina zirconia se presentan como una alternativa a tener en cuenta en el futuro para la confección de restauraciones cerámicas<sup>21</sup>.

### 3.3 Clasificación de las cerámicas de acuerdo a su sistema de procesado.

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 (tabla 3) <sup>21</sup>.

Tabla 3. Clasificación de acuerdo a su sistema de procesado.	Nombre Comercial	Presentación	Técnica	De colores	Recubierta superficial mediante otras porcelanas
Convencional	Optec	Polvo/ lechada	Capas sobre torquel	Diversos	No precisa
Torneada	Cerec Procera All Ceram	Lingotes cerámicos	CAD-CAM	Diversos	Porcelanas Compatibles.
Prensada o inyectada	IPS-Empress Optec prensada	Lingotes cerámicos	Cera pérdida		Porcelana feldespática
Infiltrada	In Ceram	Polvo sustrato poroso y vidrio infiltrado			Porcelana feldespática

#### 3.3.1 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. La porcelana se aplica directamente sobre estos troqueles termos resistentes. 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 entre ellos tenemos a Optec-HSP<sup>®</sup> (Jeneric), Fortress<sup>®</sup>, In-Ceram<sup>®</sup> Spinell (Vita), entre otros (Fig. 6 y 7) <sup>21</sup>.



*Figura 6. Alivio del troquel y duplicación con silicona<sup>34</sup>.*



*Figura 7. A) Troquel de yeso; B) Troquel de yeso con material refractario y C) Coping<sup>34</sup>.*

### **3.3.2. 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. El sistema más representativo es IPS Empress<sup>®</sup>. 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 centro de la matriz <sup>21</sup>.

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>21</sup>.

### **3.3.3. Tecnología asistida por ordenador.**

La tecnología CAD-CAM (Computer Aid Design - Computer Aid Machining) permite confeccionar restauraciones cerámicas precisas de una forma rápida y cómoda. Utiliza materiales cerámicos de última generación en bloques prefabricados. Los sistemas más representativos son: Cerec<sup>®</sup> (Sirona), Procera<sup>®</sup> (Nobel Biocare), Lava<sup>®</sup> (3M Espe), Cercon<sup>®</sup> (Dentsply). 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 se realiza de forma extraoral a través de un láser que escanea la superficie del troquel o del patrón (previamente acondicionado con dióxido de titanio pulverizado) para laboratorio o también intraoral, en la que una cámara capta directamente la imagen del tallado, sin necesidad de tomar impresiones como en el caso de las coronas procesadas con la tecnología Cerec 3D, que utiliza bloques prefabricados Vita Mark II, entre otros. 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 (fig.8).



*Figura 8. Sistema Cerec 3 CAD-CAM (Sirona) <sup>19</sup>.*

La unidad fresadora se encuentra separada del ordenador central y de la pantalla del diseño, teniendo dos puntas montadas diamantadas para el fresado, una cilíndrica y una tronco-cónica (fig. 9). Los intercambios de información entre las dos unidades pueden ser hechas vía cable u onda de radio.



*Figura 9. Bloque cerámico posicionado para fresado en la unidad Cerec In lab (sirona).*

Posteriormente se retira la estructura de la unidad de fresado (infraestructura Procera, Lava, Cercon), se realiza la infiltración de vidrio, se aplica la cerámica de estratificación Vitadur Alpha (Vita) seguido de la caracterización y el glaseado <sup>21,23</sup>.

## **CAPÍTULO 4. RESTAURACIONES METALOCERÁMICAS.**

Las restauraciones de metal cerámica se desarrollaron como un medio de reducir el riesgo de fractura, con una subestructura de metal para reforzar la porcelana <sup>24</sup>.

El principio básico del sistema restaurador metalocerámica es combinar las características de la resistencia y la dureza de la liga metálica con las cualidades estéticas de la cerámica <sup>25</sup>.

La unión que se realiza entre el metal y la cerámica es debido a que la primera capa de porcelana (opaco) se une a los óxidos de la aleación que están en la superficie del metal (previamente tratados con óxido de aluminio y agua a presión). Esta unión de la porcelana opaca a los óxidos del metal es una unión química, mediante enlaces covalentes y fuerzas de Van der Waals.

Al cocer la porcelana y enfriarla se contrae quedando atrapada contra el metal (retención mecánica) <sup>24</sup>.

### **4.1 Aleaciones para metal cerámica.**

- Aleaciones de metales preciosos o aleaciones con alto contenido en metales nobles.
- Aleaciones de metales nobles.
- Aleaciones con predominio de metales no nobles.

- Aleaciones de metales preciosos o aleaciones con alto contenido en metales nobles.

Estas aleaciones poseen un mínimo del 60% en peso de elementos noble; al menos un 40% es oro <sup>25</sup>.

- Oro-platino-paladio (Au-Pt-Pd). Estas fueron las primeras aleaciones dentales formuladas para unirse a la porcelana. El estaño y el indio eran materiales que establecían la unión química con la porcelana<sup>25</sup>.
- Oro-paladio-plata (Au-Pd-Ag). Estas fueron las primeras aleaciones con bajo contenido en oro que se utilizaron ampliamente. En ellas, se eliminó el platino y el oro se redujo al 50%. El aumento de paladio y de plata compensaron el menor contenido de oro. El endurecimiento en este sistema se producía como resultado de la deformación desarrollada cuando los átomos de estaño o indio ocupaban las posiciones normales del oro o el paladio. El estaño y el indio, también elementos oxidables en la aleación, establecían la unión química con la porcelana <sup>25</sup>.
- Oro-paladio (Au-Pd). Para eliminar la posibilidad de cualquier coloración de la porcelana o de etapas de procesado adicionales, se han desarrollado aleaciones de paladio libres de plata<sup>25</sup>.

Los sistemas con alto contenido en metales nobles tendrán mayor resistencia a la deformación, mayor módulo de elasticidad, alta resistencia a la tracción y dureza; por lo tanto serán más resistentes a las fuerzas de masticación<sup>25</sup>.

➤ Aleaciones de metales nobles.

Las aleaciones que contienen metales nobles tienen un mínimo de un 25% en peso de metal noble, sin necesidad de porcentaje de oro. Existen tres sistemas en esta categoría: plata-paladio, cobre-paladio y paladio-cobalto <sup>25</sup>.

- Paladio-plata (Pd-Ag). Las propiedades mecánicas de la combinación Pd-Ag son comparables a las de los sistemas Au-Pd-Ag y Au-Pd. En concreto, la resistencia a la deformación, módulo de elasticidad y dureza son semejantes, aunque la densidad es menor. El contenido en plata de 30-35% de las aleaciones de Pd-Ag es mayor que el de los sistemas Au-Pd-Ag <sup>25</sup>.
- Paladio-cobre (Pd-Cu). Las aleaciones de paladio-cobre tienen una buena resistencia a la corrosión y una precisión de ajuste semejante a la alcanzada por las aleaciones con contenido alto de metales nobles <sup>25</sup>.
- Paladio-cobalto (Pd-Co). Las propiedades mecánicas y físicas de la aleación Pd-Co son semejantes a la de los sistemas Pd-Cu. Únicamente difieren el tipo y color del óxido metálico formado durante la etapa de oxidación en la cocción de porcelana <sup>25</sup>.

➤ Aleaciones con predominio de metales no nobles.

Son aquellas que poseen menos del 25% del peso de metales nobles, sin que exista ningún requisito para el oro. El sistema con base de níquel comprende la principal categoría de estas aleaciones <sup>26</sup>.

- Níquel- cromo (Ni-Cr). Su módulo de elasticidad es mayor que el de las aleaciones de metales nobles; en consecuencia, las prótesis fijas no se flexionarán fácilmente<sup>26</sup>.

## **4.2 Propiedades físico-químicas de las aleaciones para metal cerámica.**

Todas las aleaciones se obtienen en su fabricación, al unir a diferentes temperaturas, los metales que constituyen la aleación. De esta manera existen aleaciones de diferentes puntos de fusión, como son: nobles de oro (de 850 a 960 °C), de plata-paladio (de 1000 a 1100 °C), de paladio –plata (de 1200-1300 °C), a base de níquel cromo (de 1200 a 1400 °C) <sup>27</sup>.

Estas aleaciones tienen todas las características de los metales: son buenos conductores térmicos, eléctricos, dúctiles y maleables <sup>27</sup>.

Su dureza es variable: las aleaciones con paladio, cromo y níquel son más duras que las nobles de oro y plata <sup>27</sup>.

Su ductibilidad y maleabilidad se reflejan en deformación por elongación (en pruebas mecánicas de tracción en el laboratorio); los más dúctiles y maleables son los menos duros <sup>27</sup>.

La resistencia a la compresión en todas estas aleaciones es suficiente para soportar las fuerzas oclusales de masticación. En cuanto a la densidad, son las aleaciones de oro las más pesadas, seguidas de las de paladio y plata, por último las de níquel cromo, por lo que se prefieren estas últimas para confeccionar aparatos protésicos grandes <sup>27</sup>.

Todos los tipos de aleaciones usadas para recibir cerámica deben tener nula deformación ante cargas de oclusión y alta resistencia flexural, pues si no, las estructuras cerámicas se fracturarían por su fragilidad <sup>27</sup>.

### 4.3 Generalidades de las coronas metalocerámicas.

El procedimiento recomendado para la preparación de las coronas metalocerámicas es el colado para recibir posteriormente la porcelana. Estas coronas incluyen la formación de un collar cervical facial delgado de metal. El collar de metal sirve como un refuerzo en el proceso de fundición, que le permite resistir la deformación durante los ciclos de cocción de cerámica. Lamentablemente, el collar de metal con frecuencia se convierte en un problema estético, por la producción de una línea oscura por debajo de la sombra o el tejido gingival que se hace visible si se produce recesión gingival<sup>28</sup>.

Cuando se realiza la preparación dentaria esta debe ser suficiente para permitir acomodar las espesuras requeridas del metal y de la porcelana; para evitar el sobre contorno y exposición de la cinta metálica<sup>28</sup>.

El poco desgaste en la terminación cervical y en la pared axial vestibular de la preparación puede influir en el aspecto gris-azuloso en el margen gingival y en la percepción del opaco en el tercio incisal de la corona metalocerámica<sup>29</sup>.

Hoy en día las ligas de níquel-cromo son las más utilizadas por los técnicos de laboratorio en la confección de las restauraciones metalocerámicas<sup>26</sup>. La resistencia mecánica de la liga de níquel-cromo es bastante alta, lo que permite una espesura de 0.3 mm para la infraestructura metálica. El opaco exige una espesura de 0.2 mm, para enmascarar la tonalidad gris del metal y 1 mm para la porcelana dentinaria y porcelana del esmalte. Un cálculo aritmético revela que aproximadamente 1.5 mm de estructura dental debe ser desgastada<sup>3</sup>.

Si el clínico no desgasta suficientemente la estructura dental, consecuentemente el técnico enfrentará serios problemas en el momento de la confección de la restauración:

- El laboratorio puede construir una infraestructura metálica extremadamente fina que pudiera resultar en la fractura del metal o de la porcelana. El diseño de la infraestructura metálica es importante para obtener en la porcelana una adecuada morfología de los dientes. Si la infraestructura es construida descuidadamente, probablemente la porcelana no estará bien soportada, resultando una prótesis metalocerámica frágil. La infraestructura terminada debe presentar la propia forma del diente, en tamaño menor. No solo la posición dentaria, forma y contorno serían limitadas por el diseño inadecuado de la infraestructura, sino que también el color de la porcelana puede ser alterado <sup>3</sup>.
- El sobre contorno de la restauración metalocerámica es uno de los errores más comúnmente encontrados. La posición, forma y contorno de los dientes anteriores son factores importantes para el arreglo estético, la forma que se imprime a la zona gingival y por encima del margen gingival, así como el acabado cóncavo de la zona del cuello de la cresta marginal distal son factores a considerar <sup>3</sup>.

Se debe considerar crear una personalidad bucal agradable en el paciente, por ejemplo una línea de la sonrisa bonita muestra, en su forma, el conjunto de las características de cada diente individual natural. A través de diferentes posicionamientos, tamaños y formas, así como de diferentes ángulos distales, se pueden confeccionar las más variadas líneas de la sonrisa. La armonía de la cara y de la sonrisa tiene influencia marcada de los incisivos y los caninos <sup>3</sup>.

En la búsqueda de mejorar la apariencia estética gingival de los dientes a restaurar con coronas metalocerámicas, se creó la técnica collarless que consiste en eliminar la cinta metálica de la cara vestibular del diente. Este sistema se basa en la reducción del cuello cervical vestibular del metal a una delgada línea que es apenas visible<sup>31</sup>. Esta porción delgada de metal está sujeta a una mayor distorsión que un gran cuello durante la cocción de la porcelana<sup>31</sup>. Esfuerzos para ocultar el collar de metal mediante una cubierta de porcelana también son comunes, pero esto a menudo trae como consecuencia la acumulación de placa y consecuentemente inflamación gingival<sup>32</sup>.

La extracción de la banda de metal de la cara vestibular del diente se traduce en una fundición menos rígida, lo que puede contraindicar su uso como un retenedor de prótesis parciales fijas que están sujetos a la torsión<sup>31</sup>.

Por las desventajas encontradas en las restauraciones collarless, el sistema quedó en desuso.

#### **4.4 Indicaciones y contraindicaciones de las coronas metalocerámicas.**

La cavidad oral es un medio agresivo donde la presencia de metales genera corrosión debido a la interacción química, sin embargo las coronas metalocerámicas son empleadas aún con ésta desventaja por la ductilidad que presentan los metales del armazón de la corona; cualidad que los hace ser buenos absorbentes de cargas masticatorias<sup>24</sup>.

Las coronas metalocerámicas están indicadas cuando:

- Se necesita un pilar para un puente o prótesis removible<sup>3</sup>.
- No hay suficiente estructura dentaria (corona corta)<sup>24</sup>.

- Las fuerzas oclusales, el área de oclusión o el retenedor en un diente contraindican una corona totalmente cerámica<sup>3</sup>.
- Pacientes bruxistas. Se llevará a cabo la rehabilitación con coronas de oro con frente de porcelana fundida (corona veneer de porcelana)<sup>4,5</sup>.
- Prótesis sobre implantes (fig.10)<sup>19</sup>.
- Prótesis extensas, más de tres unidades<sup>19</sup>.

Están contraindicadas cuando:

- No puede eliminarse suficiente estructura dentaria para ganar espacio lo suficientemente amplio para el metal y la porcelana<sup>3</sup>.
- La corona clínica es demasiado corta. La retención y la estabilidad de la corona pueden ser inadecuadas<sup>3</sup>.
- Cuando se ve comprometida la estética en el segmento anterior, por la línea labial alta (fig.11)<sup>34</sup>.
- Cuando el paciente es alérgico a alguno de los componentes metálicos<sup>9</sup>.



*Figura 10. Infraestructura metálica fresada de prótesis fija de arco total sobre cinco implantes<sup>19</sup>.*



*Figura 11. Paciente rehabilitado con coronas Empress II, en dientes anteriores<sup>34</sup>.*

#### **4.5 Factores a considerar antes de realizar preparaciones en coronas metalocerámicas.**

Antes de realizar cualquier preparación dentaria se deben considerar los siguientes factores:

- Factores periodontales: colocación del margen y anchura biológica<sup>35</sup>.
- Oclusión: contactos oclusales interceptivos, mal posición dental, relaciones mandibulares anormales (clase II ó III), atrición oclusal marcada, hábitos de bruxismo y síntomas de disfunción de la ATM<sup>35</sup>.
- Estética. Encía delgada, translúcida, combinada con una línea labial alta<sup>28</sup>.
- Consideraciones endodóncicas. Un diente tratado endodóncicamente se restaura comúnmente con una restauración metalocerámica, pero también puede ser rehabilitado con una corona de zirconia; siempre y cuando la solidez estructural del diente lo permita. La zirconia debido a su opacidad, es útil cuando se tiene una situación de descoloramiento del diente o cuando hay discromía en un diente pilar<sup>10</sup>.
- Selección de pilares. Si el diente va a servir de pilar para una prótesis removible<sup>35</sup>.
- Estructura Dental Disponible. Si la corona es corta o larga<sup>35</sup>.

## **4.6 Principios biológicos y mecánicos de las preparaciones.**

Las preparaciones para prótesis parcial fija son regidas por principios biológicos y mecánicos que interfieren directamente con el estado de salud bucal y con la durabilidad del trabajo protésico rehabilitador <sup>32</sup>.

### **4.6.1 Principios biológicos.**

- Preservación de la vitalidad pulpar.

El mantenimiento de la vitalidad pulpar está relacionada con la profundidad de la preparación; cuanto mayor la profundidad de la preparación, mayor la permeabilidad dentinaria y la susceptibilidad de la pulpa a los agentes irritantes, sean estos físicos (calor), químicos (resinas acrílicas, agentes hemostáticos) o biológicos (contaminación bacteriana y sus toxinas). Por lo tanto, el mantenimiento de la vitalidad pulpar debe ser cuidadosamente evaluado<sup>32</sup>.

- Preservación de las estructuras periodontales.

La salud periodontal, a su vez, es fundamental para la durabilidad del éxito de cualquier tratamiento protésico rehabilitador. Con objeto de preservar la salud periodontal, en ciertas zonas las restauraciones deben tratarse de manera que estén en armonía con los tejidos periodontales que las rodean. Para mantener o mejorar la apariencia estética del paciente, la interfaz entre diente y tejido debe presentar un aspecto natural, con los tejidos gingivales

que rodean el diente restaurado de un modo armonioso. Según estudios sobre la respuesta del tejido gingival a materiales dentales de uso común en los procedimientos restaurativos, indican que el oro, la porcelana y los acrílicos son bien tolerados por los tejidos<sup>36</sup>.

Por otra parte los cementos de fosfato y silicato, parecen ser productos químicos que irritan los tejidos gingivales<sup>37</sup>.

Sin embargo, las lesiones son leves por lo tanto no puede haber una destrucción progresiva del periodonto adyacente a la zona de restauración. Son más razonables los problemas que causan la superficie áspera y mal ajustada en el margen del área subgingival. Lo cual puede traer consigo la presencia de placa bacteriana<sup>36</sup>.

➤ Ubicación del margen y el ancho biológico.

Se debe comprender la función del ancho biológico en la preservación de la salud de los tejidos gingivales y el control de la forma gingival de la restauración. Es importante establecer el lugar donde van los márgenes de la restauración, en especial en la zona estética donde el objetivo primario del tratamiento es ocultar la unión del margen con el diente. El clínico cuenta con dos opciones para localizar el margen: supragingival y subgingival. El margen supragingival es el que tiene menor impacto sobre el periodonto<sup>36</sup>.

Con materiales restauradores más translúcidos, la Odontología adhesiva y los cementos a base de resinas, la posibilidad de emplazar márgenes supragingivales en zonas estéticas se puede realizar. Por tanto, siempre que sea posible, estas restauraciones deben elegirse no solo por sus ventajas estéticas sino por su influencia periodontal favorable<sup>37</sup>.

Con frecuencia las consideraciones restaurativas determinan la ubicación de los márgenes más allá del margen gingival. Puede ser preciso extender la

restauración hacia gingival para crear la resistencia adecuada y la forma retentiva en el tallado, para hacer modificaciones significantes en el contorno por caries u otras deficiencias dentarias o para ocultar la interfaz entre diente y restauración en la zona subgingival. Cuando el margen de la restauración se localiza demasiado por debajo de la cresta de tejido gingival se invade el aparato gingival de inserción y en consecuencia el ancho biológico<sup>37</sup>.

En los tejidos gingivales afectados se observan alteraciones de las crestas marginales, los contornos coronarios y los contactos interproximales, los cuales, si no están contorneados de manera correcta, darán como resultado retención de placa, formación de placa, formación de cálculo e inflamación. La respuesta inflamatoria resultante se observa clínicamente después de la colocación de una restauración defectuosa por medio del sangrado gingival y la ulceración, agrandamiento gingival, separación del epitelio de unión y desarrollo de una bolsa profunda, y de manera radiográfica. Estos cambios ocurren dentro de los primeros días después de la colocación de la restauración defectuosa, y la inflamación gingival puede persistir o empeorar si el margen de la restauración no puede limpiarse por el paciente. Esto es más probable que suceda en zonas donde el hueso alveolar que rodea el diente es muy delgado. El factor principal que puede causar recesión de este tejido frágil es el trauma originado por la técnica restaurativa. Cualquier instrumento de rotación por debajo del margen gingival representa un trauma de diverso grado al tejido crevicular y al tejido conectivo subepitelial. Incluso una copa de hule con piedra pómez girado por 2 minutos puede causar una agresión a este delgado epitelio. Estas lesiones son, no obstante, reversibles y si las condiciones ambientales locales son favorables, un nuevo epitelio prolifera para cubrir la exposición del tejido. La curación de las heridas por este medio de agresión generalmente tarda de 8-14 días<sup>37</sup>.

También se puede causar agresión al surco gingival por materiales de impresión, los cuales juegan un papel importante en la recesión gingival. Como es el caso de la introducción de un cordón retractor de algodón impregnado con sulfato alúmino potásico y epinefrina, ya que produce daño al tejido periodontal, el cual es reversible <sup>37</sup>.

Para determinar dónde emplazar los márgenes de la restauración con respecto a la inserción periodontal se recomienda utilizar la profundidad del surco del paciente como pauta para valorar el ancho biológico adecuado. Las variaciones en el sondeo de la profundidad del surco se usan para predecir a qué profundidad ubicar con seguridad el margen gingival por debajo de la cresta gingival. En surcos poco profundos (1 a 1.5 mm), extender la preparación más de 0.5 mm hacia subgingival constituye un riesgo de invasión de la inserción <sup>36</sup>.

Reglas para colocar los márgenes intracreviculares:

- Si la profundidad del surco es de 1.5 mm o menor, el margen de la restauración se ubica 0.5 mm por debajo del tejido de la cresta gingival <sup>36</sup>.
- Si la profundidad del surco es de más de 1.5 mm, el margen se ubica a la mitad de la profundidad del surco por debajo del tejido de la cresta. Esto emplaza el margen suficientemente lejos por debajo del tejido para que quede cubierto si el paciente tiene alto riesgo de recesión <sup>36</sup>.

Para la posición del margen cervical en sentido ocluso-gingival; lo ideal son márgenes localizados supragingivalmente, cuyas ventajas son: mejor visualización, facilidad para impresionar y menor potencial irritante a los tejidos periodontales <sup>36</sup>.

#### **4.6.2 Principios mecánicos.**

Los principios mecánicos necesarios para las preparaciones coronarias son:

- Integridad marginal.

El margen de la infraestructura debe estar bien adaptado en relación al límite cervical de la preparación, de modo que un buen sellado marginal sea establecido. Se considera una adaptación marginal clínicamente satisfactoria cuando la discrepancia es menor de 50 micrómetros <sup>38</sup>.

- Retención y resistencia en la forma de preparación del diente.

La selección de la resistencia y retención que se le debe dar a una preparación dentaria depende de la situación clínica. Lo ideal es basarse en los principios establecidos, pero en ocasiones no se puede llegar a esta condición <sup>39</sup>.

Un análisis de estos principios y factores deben permitir al dentista efectividad al aplicar un diseño en cualquier preparación<sup>8</sup>.

Todos los preparativos requieren la incorporación de estos factores para prevenir el desalojamiento de la restauración, se debe destacar la funcionalidad, crear retención, contrarrestar el estrés de tracción, y con la resistencia a la tracción contrarrestar el estrés de la restauración<sup>40</sup>.

Para poder llegar a una retención y resistencia entre la preparación y la restauración se deben respetar tanto los factores primarios como los secundarios <sup>8</sup>.

El factor primario esta dado por:

- Paralelismo. En las paredes axiales debe de existir paralelismo; para que la restauración pueda soportar una mayor resistencia a las fuerzas de tracción y a las de cizalladura. En las paredes axiales debe de haber una reducción de superficie de 6 a 10 grados, para crear un paralelismo en la preparación y lograr una óptima resistencia y retención (fig.12)<sup>8</sup>.
- Longitud. Como la longitud axial de la preparación de las paredes aumenta, la resistencia y la forma deben de aumentar la retención.<sup>8</sup>

Todos los dientes poseen inherentes de longitud que pueden ser preservados por el control de reducción oclusal. Al aumentar la longitud axial de la superficie aumenta la resistencia y retención. También se puede lograr realizando una terminación subgingival, aunque en ocasiones se daña la integridad del periodonto<sup>8</sup>.

- Superficie. Cuanto mayor sea el diámetro cervical de los dientes, mayor es la superficie disponible para ser incluido en la preparación. Por lo tanto, cuanto mayor sea la circunferencia de los dientes, mayor es el potencial de resistencia de la retención al desalojo. Asimismo, mediante el aumento de su circunferencia, a través de la participación de las paredes axiales, la retención y la resistencia se incrementan<sup>8</sup>.

El aumento de la superficie aumenta la retención y la resistencia. La falta de superficie sólo puede ser compensada a través de la adición de la misma<sup>8</sup>.

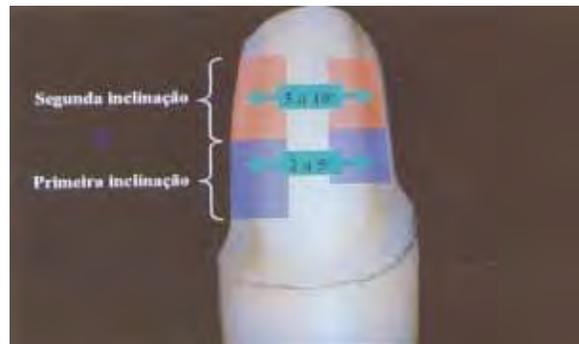


Figura 12. Inclinación de las paredes proximales<sup>30</sup>.

El factor secundario está dado por:

- Surcos<sup>39</sup>. Son medios para potenciar los factores primarios. Siempre que se realice surcos de retención, se aumenta tanto la superficie del diente y las áreas de las paredes paralelas opuestas.
- Caja. La caja puede considerarse como un amplio surco con una mayor superficie<sup>39</sup>.

Una excesiva preparación del diente con llevará a una preparación frágil que carecerá de resistencia y retención. En casos extremos se elegirá necesariamente un tratamiento de endodoncia<sup>8</sup>.

➤ Rigidez estructural.

El tallado debe ser ejecutado de tal forma que la restauración presente un espesor suficiente para las coronas de metal porcelana, y de porcelana pura, para resistir las fuerzas masticatorias y no comprometer la estética y el tejido periodontal. Para esto, el desgaste deberá ser realizado selectivamente de acuerdo con las necesidades estéticas y funcionales de la restauración<sup>30</sup>.

#### **4.7 Tallado para corona metalocerámica en dientes anteriores.**

El tallado para corona de metal-porcelana utilizando metales básicos (aleaciones de Ni-Cr).

➤ Surco marginal cervical.

La función básica de iniciar el tallado para la confección de este surco es establecer, ya en el inicio del mismo, la terminación cervical<sup>30</sup>.

Con una fresa esférica con diámetro de 1.4 mm, el surco es realizado en las caras vestibular y lingual hasta llegar próximo al contacto del diente vecino. En ausencia de contacto proximal, el surco también deberá extenderse para las caras proximales<sup>30</sup>.

La profundidad del surco es aproximadamente de 0.7 mm (mitad del diámetro de la fresa) es conseguida introduciendo la fresa a 45° con relación a la superficie a ser desgastada<sup>30</sup>.

Si se fuera a extender subgingivalmente el límite cervical del tallado, el surco marginal debe ser confeccionado a nivel del margen gingival. Razones periodontales, consideraciones estéticas, principios de retención mecánica y protección relativa contra la recidiva de caries son algunos de los elementos que alimentan la controversia sobre en qué lugar colocar el margen cervical. Por ejemplo se prefiere un margen cervical subgingival cuando la calidad de la mucosa queratinizada del tejido gingival es grueso y la cinta metálica es más fácil de ser escondida y pasar imperceptible al ojo del observador. Por el contrario, si el tejido gingival es fino, puede permitir la visibilidad de la cinta metálica<sup>30</sup>.

- Surcos de orientación: en las caras vestibular, incisal y linguocervical.

Las coronas de metal porcelana necesitan de 1.3 mm de desgaste en la cara vestibular y mitad de las proximales y 2 mm en incisal, para acomodar el metal y porcelana dentro del contorno anatómico normal que el diente presenta <sup>30</sup>.

La mejor manera para controlar la cantidad de desgaste, en función de las necesidades estéticas y mecánicas del tallado, es a través de la confección de surcos de orientación, que inicialmente deberán ser realizados en una de las mitades del diente (fig.13) <sup>30</sup>.



*Figura 13. Vista vestibular de los surcos de orientación<sup>30</sup>.*

Inicialmente, con una fresa cilíndrica de diamante con extremidad ovoide, se hacen dos surcos en la cara vestibular correspondientes al diámetro de la fresa (1.2 mm), uno en el medio y otro próximo a la cara proximal. Los surcos deben ser realizados siguiendo los planos inclinados de esas caras, una correspondiente al tercio medio-cervical y el otro, al tercio medio incisal. Así, se evitan desgastes innecesarios o insuficientes que puedan poner en riesgo la integridad del órgano pulpar, y al mismo tiempo, proporciona el desgaste ideal para acomodar el metal y la porcelana. Los surcos quedan

delimitados en el área marginal cervical por el desgaste previo realizado con la fresa esférica. Los surcos incisales, también en número de dos, siguen la misma dirección de los surcos vestibulares y son hechos con la misma fresa, inclinada aproximadamente a 45° en relación al eje largo del diente y dirigida para la cara lingual en los dientes superiores y para vestibular en el tallado de los dientes antero inferiores<sup>30</sup>.

En la región linguo-cervical, los surcos deberán presentar profundidad de 0.6 mm, lo que corresponde a la mitad del diámetro de la fresa y permite espesor suficiente para el metal<sup>30</sup>.

➤ Unión de los surcos de orientación.

Con la misma fresa, se hace la unión de los surcos de las caras vestibular, incisal y lingual, manteniéndose la relación de paralelismo previamente obtenida. En esta fase se acentúa el desgaste de 1.3 mm hasta la mitad de las caras proximales, por ser consideradas importantes en la estética<sup>30</sup>.

Después de estos desgastes, la mitad del diente está preparada, lo que permite hacer una evaluación de los procedimientos realizados hasta el momento, pues la otra mitad está intacta<sup>30</sup>.

➤ Desgastes proximales.

Con el diente vecino protegido por una matriz de acero, se procede a la eliminación de la convexidad natural de esta área con una fresa troncocónica delgada. La finalidad de este paso es crear espacio para la realización del desgaste definitivo con la fresa cilíndrica diamantada con extremidad ovoide. Los desgastes proximales deben terminar en el nivel gingival y dejar las paredes proximales paralelas entre sí. Ese desgaste debe ser realizado

hasta que se tenga una distancia mínima de 1 mm entre la terminación cervical del diente preparado y el diente vecino, lo que posibilita espacio para la papila <sup>30</sup>.

➤ Desgaste lingual.

Con la fresa de diamante en forma de balón, se procede al desgaste de esta cara, siguiendo la anatomía del área <sup>30</sup>.

La región lingual correspondiente al tercio medio incisal debe ser desgastada al menos 0.6 mm para acomodar apenas el metal de las coronas de los dientes anteriores que presentan un traslape vertical muy acentuado. Se evita así dejar la región incisal muy fina y sujeta a fractura. Para los casos con traslape vertical normal, esa región también puede ser cubierta por porcelana, y para eso debe tener un desgaste de 1.3 mm <sup>30</sup>.

El restante de la cara proximal debe presentar un desgaste de 0.6 mm, pues en esas áreas la corona de metal-porcelana deberá presentar solamente en metal, extendiéndose para incisal para dar soporte a la porcelana <sup>30</sup>.

Debido a la dificultad o imposibilidad de confeccionar los surcos de orientación en las caras linguales de los dientes anteriores, se utiliza como elemento de referencia la mitad íntegra del diente, la oclusión con los antagonistas, y en una etapa posterior, el espesor de la cara lingual <sup>30</sup>.

El desgaste del tercio cervical es realizado con fresas cilíndricas diamantadas con extremidad ovoide, con el objetivo básico de formar la terminación cervical en chaflán, para la resistencia del metal <sup>30</sup>.

La posición correcta de la fresa para extender la terminación del tallado dentro del surco gingival debe ser hecha dejando la mitad de su diámetro en

contacto con el diente y la otra mitad fuera del diente y, consecuentemente , con el epitelio del surco <sup>30</sup>.

La terminación cervical debe ser de 0.5 a 0.7 mm, suficiente para disimular el borde metálico de la corona de metal-porcelana <sup>30</sup>.

Se busca realizar una pequeña inclinación (2 a 5°) de las paredes en dirección incisal, a partir del término cervical, que puede ser aumentada (5 a 10°) a partir del tercio cervical, principalmente si el diente presenta corona larga <sup>30</sup>.

Para la obtención del término en escalón biselado en las caras vestibular y la mitad de las proximales, se usa una fresa diamantada tronco-cónica de punta recta, para la confección del escalón que es llevado 0.5 mm dentro del surco. El resto del tallado continúa en chaflán <sup>30</sup>.

#### **4.8 Tallado para corona metalocerámica para dientes posteriores.**

Se debe realizar el tallado en el siguiente orden:

- Surcos de orientación: vestibular, oclusal y lingual.

Para los dientes superiores la profundidad de los surcos vestibulares debe ser de  $\pm 1.2$  mm en función de la estética. Los surcos de la cara palatina, en el tercio medio cervical, deben tener un desgaste de  $\pm 0.6$  mm y en la región media oclusal, un espesor de  $\pm 1.5$  mm, por tratarse del área funcional de las cúspides de contención céntrica. En la cara oclusal, los surcos deben ser hechos acompañando los planos inclinados de las cúspides y con una profundidad aproximada de  $\pm 1.5$  mm. Si los dientes presentan corona clínica corta el desgaste oclusal podrá ser reducido a  $\pm 1.0$  mm. Para esos casos, la superficie oclusal deberá ser metálica <sup>30</sup>.

En los dientes inferiores los surcos de la cara vestibular deben ser realizados profundizando el diámetro de la fresa, para obtener el desgaste de  $\pm 1.2$  mm. Esta cantidad es necesaria para proporcionar espacio a los materiales metálico y estético<sup>30</sup>.

Los surcos de la cara lingual se deben realizar con una profundidad de la mitad del diámetro de la fresa, correspondiente a 0.6mm<sup>30</sup>.

➤ Desgastes proximales.

Es indispensable que las caras axiales presenten inclinaciones adecuadas para dar retención y estabilidad. La inclinación debe quedar entre 2 a 5° para determinar un área de retención para la prótesis e inclinación de 5 a 10° en tercio medio y oclusal, con el fin de facilitar los procedimientos de colocación, remoción y adaptación de los provisionales<sup>30</sup>.

#### **4.9 Líneas de terminación.**

En Odontología restauradora es crucial la localización del margen de la preparación en relación con el hueso y la altura de la inserción<sup>24</sup>.

La estética gingival la encontramos en una encía de color rosada, con apariencia de piel de naranja y forma elíptica. Debe tener un margen afilado, en armonía con la contra lateral y una papila que llegue hasta el punto de contacto<sup>28</sup>.

El material restaurador debe imitar a la naturaleza, es decir tener el valor y color apropiados, transmitir la luz, resultar fluorescente, estar modelado para soportar la encía, tener una superficie lisa, sin fosas, altamente pulida y una integridad marginal excelente<sup>46</sup>.

Para conseguir una apariencia natural de la encía, incluida la papila interdental, resulta definitivo el contorno de la restauración en el tercio gingival<sup>41</sup>.

La terminación cervical de los tallados puede presentar diferentes configuraciones de acuerdo con el material a ser empleado para la confección de la corona<sup>34</sup>.

Las terminaciones más utilizadas en el tallado de dientes son las siguientes:

➤ Hombro o escalón.

Es un tipo de terminación donde la pared axial del tallado forma un ángulo de aproximadamente 90° con la pared cervical (fig.14)<sup>30</sup>.

Esta indicado en los tallados para coronas de porcelana pura (jacket) con 1.0 a 1.2 mm de espesor uniforme y contraindicado en tallados para coronas con estructura metálica. El escalón proporciona un espesor suficiente a la porcelana para resistir los esfuerzos masticatorios, reduciendo la posibilidad de fractura. Aunque proporcione una línea nítida y definida, exige mayor desgaste dentario y resulta en un tipo de unión en escalón entre las paredes axiales y cervical, dificultando el escurrimiento del cemento y acentuando el desajuste oclusal y cervical con un mayor espesor de cemento expuesto al medio oral<sup>30</sup>.



Figura 14. Terminación en hombro<sup>30</sup>.

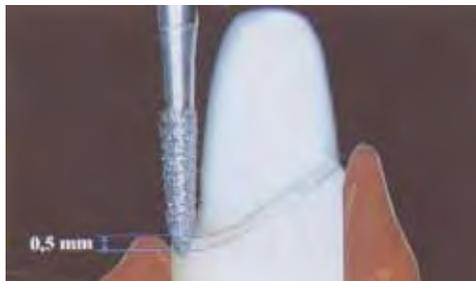
➤ Hombro o escalón biselado.

Es un tipo de terminación en la que ocurre la formación de un ángulo de aproximadamente  $90^\circ$  entre las paredes axial y cervical, con biselado de la arista cavo-superficial (fig.15)<sup>30</sup>.

Ese tipo de término cervical está indicado para las coronas de metal-porcelana con aleaciones áureas, en su cara vestibular y mitad de las vestibulo proximales<sup>30</sup>.

El hombro biselado resulta también en un desgaste acentuado de la estructura dentaria para permitir un espacio adecuado para colocación de la estructura metálica y de la porcelana. El bisel deberá presentar inclinación mínima de  $45^\circ$ , lo que permitirá un mejor sellado marginal y escurrimiento del cemento. El escalón u hombro biselado proporciona un collar de esfuerzo que reduce las alteraciones dimensionales provocadas durante el calentamiento de la porcelana, y en consecuencia, reduce el desajuste marginal<sup>30</sup>.

Este tipo de terminación tiene también la función de acomodar, sin sobrecontorno, el metal y la porcelana en las coronas de metal-porcelana, se hace exclusivamente en las caras donde la estética es indispensable, o sea en la cara vestibular y mitad de las proximales<sup>30</sup>.



*Figura 15. Terminación en hombro biselado<sup>30</sup>.*

➤ Chablán o chamfer.

Es un tipo de terminación donde la unión entre la pared axial y la gingival es hecha por un segmento círculo, que deberá presentar un espesor suficiente para acomodar el metal y la porcelana (fig. 16)<sup>30,34</sup>.

Está indicado para la confección de coronas de metal-porcelana con aleaciones básicas (no áureas) por presentar mayor resistencia y dureza que las aleaciones a base de oro. Así, las infraestructuras pueden ser más finas, sin sufrir alteraciones por contracción durante la cocción de la porcelana<sup>30</sup>.

Los tipos más comunes utilizados de terminaciones cervicales son el hombro o escalón, hombro con bisel y chablán, siendo que gran número de autores coinciden en seleccionar el chablán como terminación cervical cuando se usa la aleación de níquel-cromo. El chablán proporciona una junta deslizante, baja concentración de esfuerzos y puede fácilmente ser colocado dentro del surco gingival e incluso, facilitar el escurrimiento del cemento durante la cementación. Lo más importante es utilizar la terminación cervical correcta para la aleación y material estético seleccionado. Como la aleación de níquel-cromo es la más empleada, la terminación en chablán permite un deseado margen metálico de 0.2 mm de espesor<sup>30</sup>.



*Fig. 16. Terminación en chablán<sup>30</sup>.*

## **CAPÍTULO 5. CORONAS LIBRES DE METAL.**

Las restauraciones metalocerámicas son utilizadas con éxito clínico desde su introducción en 1956 por Brecker. Aunque las restauraciones metalocerámicas hayan sido modelos para la confección de restauraciones unitarias o múltiples, diversos factores han sido relatados como desventaja. Dificultad de obtener translucencia, margen metálico visible, principalmente en regiones anteriores y en algunos casos biocompatibilidad insuficiente son las principales desventajas de este sistema<sup>19</sup>.

El propósito principal en la recomendación de una restauración cerámica es lograr el mejor resultado estético posible<sup>18</sup>. Normalmente los riesgos que se presentan en la reducción de la longevidad de la restauración se deben a la posibilidad de fractura de la cerámica, y a que la restauración puede tener una adaptación marginal ligeramente inferior que una corona metalocerámica<sup>20</sup>.

La mayoría de los riesgos de fracaso de este tipo de restauración se eliminarán cuando estas restauraciones se limitan a reducir el estrés en dientes anteriores, y los pacientes sean evaluados cuidadosamente para ser usadas en rehabilitación de dientes posteriores<sup>19</sup>.

Estudios clínicos han demostrado que las coronas libres de metal tienen un buen desempeño en los dientes anteriores, mientras que en dientes posteriores aún no hay bases firmes sobre su longevidad<sup>6</sup>.

En las últimas dos décadas, nuevos materiales y técnicas de confección han sido desarrollados con el objetivo de aumentar la resistencia y la estética para la región anterior y posterior<sup>9</sup>.

### **5.1 Indicaciones y contraindicaciones de las coronas libres de metal.**

Indicaciones:

- Dientes anteriores donde la estética sea de primordial importancia<sup>33</sup>.
- Coronas clínicas largas y con buen remanente dental<sup>29</sup>.
- Nivel de la preparación supragingival (compromiso del periodonto)<sup>33</sup>.
- Línea de la sonrisa alta<sup>33</sup>.
- Paciente alérgico al metal (fig.17)<sup>9</sup>.



*Figura 17. Paciente alérgico a la aleación de metal níquel-cromo<sup>9</sup>.*

Contraindicaciones de las coronas libres de metal:

- Dientes con corona clínica corta<sup>33</sup>.
- Falta de soporte de la preparación dental a la porcelana<sup>33</sup>.
- Espesor insuficiente en la cara lingual del diente<sup>33</sup>.
- Hábitos parafuncionales<sup>5</sup>.

## 5.2 Sistemas totalmente cerámicos de mayor utilización clínica.

Los sistemas actuales libres de metal son diversos y presentan cualidades particulares interesantes, pero en este trabajo me limitaré a solo mencionar cuatro de ellos, de los cuales existe mayor información que los respalda.

### ➤ IPS-Empress I.

En el inicio de los años 90 se introdujo en el mercado una cerámica feldespática reforzada por cristales de leucita (40-50%), compuesta de 63% de  $\text{SiO}_2$ , 17,7% de  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , un 11.2% de  $\text{K}_2\text{O}$ , y un 4.6% de  $\text{Na}_2\text{O}$  ; denominada Empress 1 (Ivoclar,Shaan,Liechtenstein). Indicada para la confección de coronas unitarias anteriores y en dientes posteriores para preparaciones inlays y onlays <sup>17</sup>.

Las restauraciones son obtenidas por el método de la cera perdida. Modelos de cera son incluidos en revestimiento especial aglutinado por fosfato, puestos en el horno eléctrico juntamente con pastillas Empress 1 y calentados por la elevación de la temperatura del horno a 3°C/min, hasta 850°C y mantenida por 90 minutos; posteriormente, se pone el molde en un horno de inyección EP 500 ó 600, con pastillas del Empress 1 (posicionados en el conducto justamente con el émbolo de alúmina, mantenidos por 20 minutos a la temperatura de 1175°C, seguido de la aplicación de 5 bar de presión por 15 minutos. Después del enfriamiento, se corta el molde, los modelos son removidos por chorro con partículas de vidrio de 50 µm de diámetro usando presión de 2 bar y cortados con discos de diamante. Dos técnicas son usadas para la confección de las restauraciones:

- La técnica de estratificación se realiza por medio de pastillas previamente coloreadas de acuerdo con las escalas de color Vita e Ivoclar, que producen una infraestructura cerámica del color de la dentina, que se obtiene a una temperatura del horno de 1,180° C, sobre la que se aplica la porcelana de forma convencional. Por último se aplica el glaze.
- La segunda técnica consiste en la obtención de un coping o infraestructura con 0.7 mm de espesura, sobre el cual la cerámica de estratificación es aplicada hasta obtener la forma final de la restauración, seguida de la aplicación del satín y glaze <sup>19</sup>.

Su resistencia a la flexión está entre 90-180 MPa. Por un período de evaluación de 4 a 7 años presentó el 90 al 98% de éxito clínico<sup>19</sup>.

#### ➤ IPS EMPRESS II.

Con el objetivo de extender la indicación para prótesis parcial fija de tres elementos hasta el 2° premolar, se introdujo en el mercado, en 1999, el sistema Empress 2 (Ivoclar,Shaan,Liechtenstein) . Este sistema consiste de cerámica vítrea para confección de coping o infraestructura (fig.18) con el 60 al 65% en volumen de cristales de disilicato de litio, densamente dispuestos y unidos a la matriz vítrea. Los cristales de disilicato de litio, corresponden a la principal fase cristalina de la cerámica Empress 2. La segunda fase cristalina son los cristales de ortofosfato de litio caracterizado por una pequeña fase cristalina compuesta por cristales, localizados en la matriz vítrea y en la superficie de los cristales de disilicato de litio. La cerámica de estratificación presenta cristales de fluorapatita aplicada directamente sobre el coping o

infraestructura a través de la técnica convencional de estratificación y sinterización<sup>19</sup>.

Este sistema se basa en la confección de un coping o infraestructura sobre el cual la cerámica estratificada se aplica hasta dar forma fina a la restauración. Las restauraciones son obtenidas por el método de cera perdida, donde modelos de cera son incluidos en revestimiento especial aglutinado por fósforo, puesto en un horno eléctrico juntamente con pastillas Empress 2 (fig 19) y calentados por la elevación de la temperatura del horno en 3°C/minuto, hasta 850°C, y mantenido por 90 minutos. Posteriormente, el molde es puesto en un horno de inyección EP 500 ó 600 con pastillas del Empress 2 posicionadas en el conducto juntamente con el émbolo de alúmina, mantenidos por 20 minutos a la temperatura de 920°C seguido de la aplicación de presión de 5 bar por 15 minutos. Después del enfriamiento, el molde es cortado, los modelos son removidos por chorro con partículas de vidrio de 50 µm de diámetro usando presión de 2 bar y cortados con discos de diamante. Después de la obtención del coping o infraestructura con 0.7 mm de espesura, se aplica la cerámica y estratificación IPS Eris E2, hasta dar forma final a la restauración, seguida de la caracterización con satín y aplicación del glaze. Esta indica para la confección de coronas unitarias anteriores y posteriores (hasta segundo premolar).



*Figura 18. Infraestructura o coping<sup>19</sup>.*



*Figura 19. Pastillas de cerámica Empress 2<sup>19</sup>.*

Su resistencia a la flexión está entre 300- 400 MPa<sup>19</sup>. Su forma de trabajo es prensada o estratificada<sup>19</sup>.

➤ All Ceram Procera.

La porcelana Procera All-Ceram fue desarrollada por Andersson y Odén. Presenta valores de 99,9% de óxidos de alúmina que le proporcionan una resistencia a la fractura de 687 MPa, esta porcelana debe ser recubierta por cerámica convencional<sup>21</sup>.

Su procedimiento en el laboratorio se lleva a cabo por tallado o torneado, sin que se fracture sobre bloques adecuados al tamaño de la restauración; mediante un proceso de diseño asistido por ordenador, CAD CAM (fig.20 A y B)<sup>23</sup>.

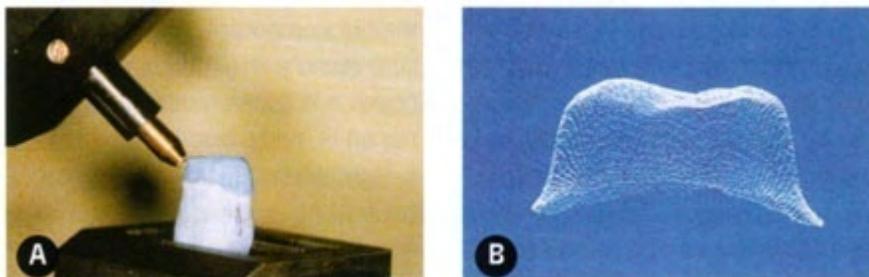


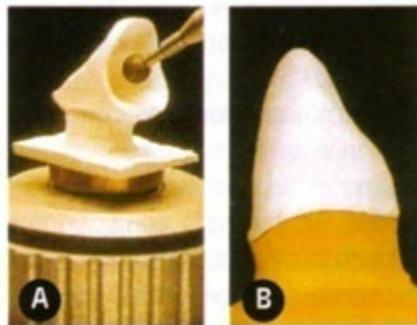
Figura 20. A y B. Sistema de diseño y fabricación asistidos por ordenador. A) Lectura óptica del muñón. B) Información procesada tridimensionalmente a partir de la cual se produce el fresado del bloque cerámico<sup>17</sup>.

Estas coronas se componen de una estructura de óxido de aluminio densamente sinterizada de alta pureza.

Los procedimientos consisten básicamente en la obtención de la impresión con las técnicas convencionales y la confección de modelos de yeso. El

troquel debe realizarse para permitir que la preparación pase por el escáner, en el proce scanner. El troquel se posiciona en una plataforma giratoria que da vuelta de 360°. Una sonda con punta esférica de zafiro realiza, a partir de la línea de terminación, una recolección de datos, en la que después de completarse cada vuelta la sonda se eleva automáticamente 200  $\mu\text{m}$  de forma continua, para hacer un mapa de todo el contorno de la superficie de la preparación.

El próximo paso consiste en la determinación del espesor de la estructura que será fabricada. El valor medio utilizado es de 600 $\mu\text{m}$ . Estos datos se transfieren hacia una estación computarizada para la producción de una infraestructura compuesta por óxido de aluminio y una estructura cristalina con una media de tamaño del grano de 4 $\mu\text{m}$ . De esta forma se obtiene un coping de 0.4 mm para coronas unitarias anteriores y premolares; 0.6 mm para coronas unitarias posteriores. Sobre la infraestructura se aplica la porcelana de baja fusión, con la técnica de estratificación (fig.21 A y B) <sup>17</sup>.



*Figura 21. Ay B. Sistema de diseño y fabricación asistidos por ordenador. A).Repasado del muñón obtenido a partir del bloque cerámico; B). Cofia ajustada lista para su recubrimiento con otra porcelana de revestimiento <sup>17</sup>.*

Están indicadas en coronas unitarias en el sector anterior, con buen pronóstico. En el sector posterior no presenta fallas en premolares, pero en molares hay incidencia de fracturas en estudios realizados por tres años <sup>19,23</sup>.

➤ In Ceram Zirconia.

El óxido de zirconio, lleva empleándose muchos años con una composición similar para las prótesis de la articulación de la cadera, es un material de gran resistencia, muy estable y, además biocompatible. El material de zirconio está compuesto por 85% de alúmina con 15% de vidrio. Se determinó subsecuentemente que la adición de 35% de óxido de zirconio parcialmente estabilizado, aumentó las propiedades físicas (fuerza flexural, resistencia a la fractura y propiedades de resistencia a la fatiga)<sup>1</sup>.

La cerámica de óxido de zirconio se estabiliza a temperatura ambiente mediante la agregación de una pequeña parte de óxido de itrio, adquiriendo una resistencia a la tracción de 900 a 1200 MPa. Su resistencia a la compresión es de 2000 MPa <sup>10</sup>.

En Odontología se usa Óxido de zirconio policristalino tetragonal estabilizado con óxido de itrio con pequeñas partículas nanométricas. El material se procesa con rapidez con un bajo desgaste de los instrumentos en su estado previo al sinterizado y, a continuación se somete a un proceso de sinterización de 6 horas a temperaturas de 1.350 a 1500 °C. Existe una contracción de un 25% tras la que la pieza alcanza sus dimensiones definitivas <sup>6</sup>.

La cerámica de óxido de zirconio se suele diseñar utilizando encerados o procedimientos asistidos por ordenador (CAD) y a continuación se somete a un proceso de fresado (Computer Aided Manufacturing=CAM). La

digitalización se hace mediante escaneado mecánico, triangulación activa o escaneado por láser de modelos de escayola o cera prefabricados (Fig.)

Las propiedades físicas de la cerámica pueden verse perjudicadas en el procesamiento por la utilización de fresas sucias, preparaciones con zonas retentivas, paredes paralelas o divergentes o un margen de la corona demasiado fina <sup>6</sup>.

Los sistemas cerámicos sin metal de óxido de zirconio poseen un amplio espectro de indicaciones que abarca desde estructuras con endopostes hasta puentes de tres unidades en el sector posterior y múltiples restauraciones individuales en dientes anteriores<sup>6</sup>.

Entre las ventajas que podemos encontrar se encuentran: biocompatibilidad, buenas propiedades mecánicas, ajuste adecuado y posibilidad de colocación no adhesiva<sup>10</sup>.

Una de sus cualidades sobre las otras coronas libres de metal es que en situaciones donde el diente presenta discromía la zirconia permite el ocultamiento de este aspecto desfavorable. Por el contrario, si se requiere translucidez es necesario usar otros materiales cerámicos tales como la alúmina. También el aspecto opaco que presenta la zirconia es útil para el seguimiento de la adaptación marginal y la valoración radiográfica. La mayoría de las restauraciones de cerámica libres de metal están indicadas para usarse de preferencia en dientes anteriores, pero la zirconia mostró resistencia mecánica adecuada para ambos sectores tanto anterior como posterior<sup>10</sup>.

Entre sus desventajas se encuentra no estar indicada cuando no se puede garantizar que la prótesis vaya a cumplir la función debida, por ejemplo cuando existe escasa presencia de sustancia dura y en pacientes que presenten bruxismo<sup>1,6</sup>.

La supervivencia de la zirconia está calculada en un período de 3 a 5 años. La falla generalmente se encuentra en el descascarillamiento de la cerámica<sup>6</sup>.

### **5.3 Criterios de selección para coronas libres de metal.**

En la actualidad se dispone de un amplio espectro de cerámicas con propiedades y aplicaciones muy diferentes en función de su composición química y proceso de fabricación. Por ello, al momento de seleccionar el sistema cerámico más adecuado, resulta vital conocer el comportamiento de estos materiales analizando los requisitos básicos que se le pide a cualquier prótesis fija: resistencia a la fractura, precisión de ajuste marginal, estética y supervivencia clínica<sup>19,20</sup>.

#### ➤ Resistencia a la fractura.

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.)<sup>19</sup>.

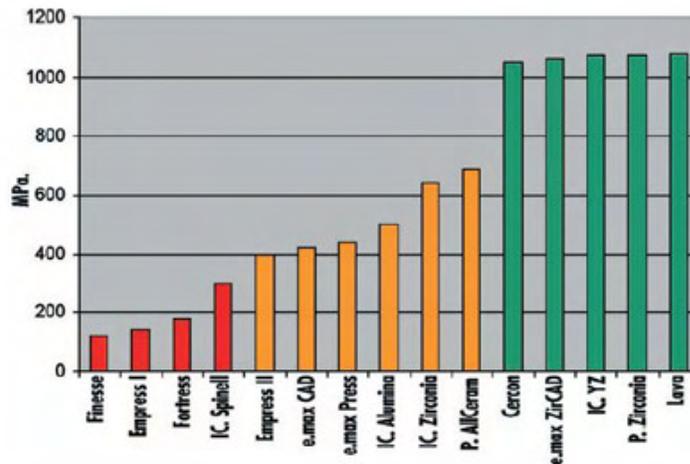


Figura 18. Resistencia a la fractura de distintos sistemas cerámicos (ISO 6872)<sup>19,21</sup>.

De acuerdo a este criterio se puede clasificar a las cerámicas sin metal en tres grupos:

- Baja resistencia (100-300 MPa). En el que se sitúan las porcelanas feldespáticas<sup>19</sup>.
- Resistencia moderada (300-700 MPa). Representado fundamentalmente por las aluminosas<sup>19</sup>.
- Alta resistencia (por encima de 700 MPa). En el que quedarían encuadradas todas las cerámicas circoniosas<sup>19</sup>.

➤ Precisión de ajuste marginal.

Los actuales sistemas cerámicos ofrecen unos ajustes marginales adecuados, siendo en muchos casos inferiores a los obtenidos con la metal-cerámica (40-70  $\mu\text{m}$ )<sup>19</sup>.

➤ Estética.

Las restauraciones totalmente cerámicas son siempre más estéticas que las metalocerámicas, pero existen diferencias entre ellas. Estas diferencias radican fundamentalmente en el grado de translucidez de estos materiales. Podemos clasificar a los sistemas cerámicos en dos grupos en función de su comportamiento estético: translúcidos y opacos (tabla 4) <sup>19,20</sup>.

Tabla 4 .Clasificación de los sistemas cerámicos por su grado de translucidez <sup>19</sup> .	
Translúcidas	Opacas
Optec-HSP IPS Empress I IPS Empress II In Ceram Spinell	In-Ceram Alumina. In-Ceram Zirconia. Procera All Ceram Cercon Lava.

La matriz vítrea es la responsable de la translucidez de la porcelana. Por lo tanto, en el primer grupo se encuentran aquellas cerámicas que tienen una mayor fase vítrea, es decir, las feldespáticas. También incluimos en este apartado a In-Ceram Spinell porque, a pesar de que se trata de una porcelana aluminosa, su núcleo es bastante translúcido debido a que la espinela es un cristal con buenas propiedades ópticas. En el segundo grupo, se sitúan a las cerámicas aluminosas y circoniosas ya que apenas tienen fase vítrea y por lo tanto, son menos transparentes<sup>21</sup>.

➤ Supervivencia clínica.

La valoración clínica es fundamental en la evaluación de un sistema cerámico. Se sabe que en la práctica real interactúan una serie de variables (características oclusales, presencia de hábitos parafuncionales, grado de

higiene, etc.) prácticamente impredecibles en las investigaciones in vitro, y que sin embargo son absolutamente primordiales en la vida de las restauraciones. Por ello, es fundamental revisar siempre los estudios clínicos, solamente de esta manera podremos tomar una decisión objetiva basada en la evidencia científica<sup>21</sup>.

Respecto a las coronas In-Ceram, Procera All Ceram e IPS Empress II son los únicos sistemas contrastados en la actualidad<sup>20-23</sup>. Sus resultados a medio plazo son excelentes e incluso comparables a los obtenidos con coronas metal-cerámica<sup>24</sup>. No obstante, deben de realizarse más estudios para evaluar el rendimiento clínico de estos sistemas a largo plazo y aclarar si la tasa de supervivencia es menor en los sectores posteriores en comparación con la región anterior (tabla 5)<sup>21</sup>.

Tabla 5. Material restaurador	Período de observación	Tasa de supervivencia	Investigaciones.
In Ceram Alúmina.	4 años.	100%	Haselton & cols, 2000.
In Ceram Spinell.	5 años.	97.5%	Fradeanl & cols, 2002.
Procera All Ceram.	5 años.	96.7%	Fradeanl & cols, 2002.
IPS Empress II.	5 años.	100%	Marquardt & Strub, 2006.
Metal-cerámica.	10 años.	94%	Walton 1999.

Los estudios clínicos sobre puentes cerámicos son muy escasos y de corta duración. A pesar de ello, los resultados más esperanzadores se han obtenido con los sistemas de alto contenido en zirconia. Estas cifras confirman que el óxido de circonio debido a sus excelentes propiedades mecánicas es el material ideal para realizar puentes cerámicos (tabla 6)<sup>21</sup>.

Tabla 6. Estudios clínicos de puentes.			
Material restaurador	Período de observación	Tasa de supervivencia	Investigaciones.
Lava.	3 años.	100%	Ralgradski & cols, 2006.
In Ceram Zirconia.	3 años.	94.5%	Suárez & cols, 2004.
In Ceram Alúmina.	5 años.	93%	Olson & cols, 2003
IPS Empress II.	5 años.	70%	Marquardt & Strub, 2006
Metal-cerámica.	10 años.	87%	Walton 2002.

## **5.4 Secuencia clínica para la confección de coronas libres de metal.**

Anteriormente en el capítulo referente a coronas metalocerámicas se mencionaron los principios generales, biológicos y mecánicos de las preparaciones para coronas totales, los principios biológicos y mecánicos (exceptuando los factores secundarios) se deben seguir en la confección de coronas libres de metal.

Los pasos a seguir en la preparación de coronas libres de metal es el siguiente:

Remoción de caries y materiales de revestimiento anteriores, sustituyéndolos, cuando hay la necesidad de regularización de las paredes, por materiales adhesivos a la dentina como cementos de ionómero y resinas compuestas<sup>34</sup>.

Posteriormente se procede a la reducción de la superficie incisal u oclusal, pudiendo ser precedida por surcos de orientación para prevenir pequeños espesores en esta superficie, lo que disminuiría la resistencia del material sin metal<sup>34</sup>.

La reducción incisal u oclusal debe ser suficiente para garantizar la resistencia estructural del material restaurador; no obstante, la altura de la preparación es esencial para la resistencia a los esfuerzos laterales, principalmente en coronas parciales. En las preparaciones con poca altura, ocurre una concentración de esfuerzos debido a la pequeña superficie. La reducción ideal en altura es de 2.0 mm a un tercio de la corona anatómica, dependiendo del espesor obtenido en incisal/oclusal (tabla 7)<sup>6</sup>.

La reducción de la superficie axial debe resultar en un espesor mínimo relativo al material restaurador considerado. El espesor de la preparación en

las paredes axiales debe ser suficiente, al menos 1,0 mm en la cara vestibular; para las coronas de alúmina infiltrada de vidrio, lo ideal de espesor está alrededor de 1.3 a 1.5 mm <sup>34</sup>.

La terminación de la preparación es en chaflán, de preferencia con espesor de 1.0 mm en vestibular y en lingual. De 0.6 a 1.2 mm en proximal. Los ángulos de línea internos y de punta deben ser redondeados<sup>22</sup>. Esta preparación resulta en una pérdida sustancial de tejido dental duro con un riesgo incrementado de daño pulpar, por esta razón algunos autores consideran apropiado realizar coronas hechas completamente en pacientes mayores, cuyas cámaras pulpares son más pequeñas y sus túbulos dentinarios más angostos <sup>23,34</sup>.

Cuando se va a restaurar el sector posterior, el margen gingival debe localizarse supragingivalmente para facilitar la toma de impresión y la adaptación de la corona<sup>10</sup>. En la región anterior el margen puede estar localizado a nivel de la cresta gingival o supragingival, dependiendo de la estética demandada<sup>1</sup>.

Tabla 7. Requisitos para prótesis íntegramente cerámica.	
Mínimo a desgastar (mm).	
Ancho del tercio cervical.	0.8-1.0
Reducción labial.	1.2-1.5
Reducción incisal (diente frontal).	2.0-2.5
Reducción oclusal (diente posterior).	1.5-2.0
TERMINACIÓN.	
Chamfer u hombro redondeado (cualquier sistema cerámico).	

## **CAPÍTULO 6. COLOR.**

En 1666, Isaac Newton observó que la luz blanca que pasaba por un prisma se dividía en un patrón ordenado de colores, que actualmente conocemos como espectro. También descubrió que esos mismos colores producían luz blanca al volver a pasar a través del prisma, lo que demostraba que los colores del espectro se encontraban ya en el rayo de luz original<sup>33</sup>.

Tal como lo interpreta el ojo, el color es el resultado de la absorción o reflexión de la luz incidente. En el caso de la absorción, la luz blanca pasa a través de un filtro. Los colores que pasan a través del filtro y llegan al ojo son percibidos como del color del filtro. En el caso de la reflexión como sucede con los objetos sólidos, el color que vemos corresponde a la parte del espectro que se refleja y llega al ojo<sup>33</sup>.

La luz que penetra en el ojo estimula los fotorreceptores en forma de conos y bastones que existen en la retina. Mediante una reacción fotoquímica, la energía se convierte en impulsos nerviosos y viaja a través del nervio óptico hasta el lóbulo occipital de la corteza cerebral. Los bastones se encargan de interpretar el valor del color y los conos interpretan el matiz y el croma<sup>33</sup>.

### **6.1 Componentes del color.**

En 1915, Albert Henry Munsell creó un sistema numérico ordenado para la descripción del color que sigue siendo el sistema de referencia actualmente. En este sistema, el color se divide en tres parámetros: matiz, croma y valor (fig.22)<sup>33</sup>.

➤ Matiz.

El matiz corresponde al nombre del color<sup>19</sup>.

➤ Croma.

Es la saturación o intensidad del matiz; solo puede aparecer con el matiz. Por ejemplo, para aumentar el croma de una restauración de porcelana, se añade más de ese matiz. En los dientes en general, el croma aumenta con la edad<sup>19</sup>.

➤ Valor.

El valor representa la claridad u oscuridad relativa de un color. Un diente claro tiene un valor elevado; un diente oscuro tiene un valor reducido.

El valor es el factor más importante en la elección de un color<sup>19</sup>.



*Figura 22. El árbol de color de Munssel consiste en un tronco con los matices dispuestos verticalmente en secuencia alrededor de éste, como un libro abierto. El árbol demuestra como los colores difieren y cómo se relacionan entre sí<sup>33</sup>.*

## 6.2 Color en las coronas metalocerámicas y libres de metal.

El color del diente es una suma y resta del comportamiento óptico del esmalte y la dentina<sup>44</sup>.

El matiz y el croma del diente, se concentran preferentemente en la dentina, y la luminosidad en el esmalte, la cual disminuye conforme aumenta la edad<sup>19</sup>.

El esmalte es una estructura cristalina lisa ondulada superficial, por lo tanto, la luz que incida sobre su superficie tenderá a ser reflejada. Se comporta como un cuerpo translúcido, que deja pasar la luz y la transmite, dispersándola en su interior<sup>33</sup>.

Los dientes a cualquier edad presentan mayor saturación de su color en el cuello, disminuyendo hacia incisal, lo mismo sucede en sentido mesio distal, mayor al centro disminuyendo hacia proximal. Por lo tanto mientras más cerca se está del borde incisal o de una zona proximal, menos cantidad de dentina está presente<sup>33</sup>.

El comportamiento óptico de la corona dentaria depende tanto de la composición de los tejidos duros que la conforman, como también del color que estas estructuras como pigmento tengan<sup>19</sup>.

La principal ventaja del empleo de sistemas totalmente cerámicos es el aumento de la transmisión de la luz a través del cuerpo del diente<sup>45</sup>.

Los materiales translúcidos permiten que pase una parte de la luz a través de los mismos. Solo absorben parte de esa luz. La translucidez proporciona mayor realismo a una restauración dental artificial<sup>45</sup>.

La translucidez se controla generalmente mejor cuando el material de recubrimiento se fabrica sobre un núcleo aluminoso semiopaco y la porcelana dentinaria ha sido formulada para corresponder estrechamente al color y la transmisión de luz de la dentina natural, como ocurre en las coronas reforzadas con leucita <sup>43</sup>.

En cambio en las restauraciones metalocerámicas, las cuales poseen porcelana feldespática y una cofia vaciada en metal, la opacidad del metal ocasiona obstrucción en la transmisión de la luz hacia el interior del diente; ya que la cofia metálica refleja toda la luz que incide sobre si misma <sup>43</sup>. También puede ocasionar aparición de una sombra oscura apical al margen de la corona <sup>43</sup>.

Otro problema en las coronas metalocerámicas es la presencia de un collar metálico en el margen gingival que en ocasiones puede causar algún cambio de color en la estructura dentaria <sup>44</sup>.

En un estudio realizado por Alf Eliason, DDS, MS, en el cual se pretendía encontrar que porción del diente a restaurar con una corona metalocerámica se encontraban mayores perjuicios por la presencia del armazón metálico de la corona, se encontró que generalmente el cambio de color se presenta más en la porción amelocementaria del diente, pero los valores encontrados no eran significativos <sup>44</sup>.

También el marco de diseño para las restauraciones de cerámica y metal puede afectar la estética de los dientes naturales adyacentes <sup>44</sup>.

La ausencia de un metal permite un mejor margen para crear resultados estéticos excelentes, incluso cuando los márgenes se sitúan ligeramente por encima de la cresta gingival. Por ello se recomienda en dientes anteriores la rehabilitación dentaria con coronas libres de metal <sup>44</sup>.

## CAPÍTULO 7. CEMENTACIÓN.

Un buen cemento ofrece una adecuada retención y adaptación de la corona al diente, mejora el margen cervical lo cual prevé la microfiltración, y aumenta la resistencia a la rotura de la restauración <sup>46</sup>.

Los factores importantes que se relacionan con el éxito de una restauración son: el diseño de la preparación del diente, la naturaleza del material para restaurar y la fuerza de unión entre el cemento y la corona metalocerámica o libre de metal <sup>46</sup>.

Actualmente encontramos cinco tipos de agentes cementantes comercialmente disponibles para realizar el cementado de las coronas metalocerámicas y libres de metal:

- cemento de fosfato de zinc.
- cemento de ionómero de vidrio.
- cemento de ionómero de vidrio modificado por resina.
- cemento resinoso.

Generalmente los cementos dentales más utilizados para coronas metalocerámicas son a base de Ionómero de vidrio, cemento de fosfato de zinc y el sistema adhesivo<sup>34</sup>.

Para las coronas libres de metal actualmente el sistema adhesivo y el cemento resinoso, han dado resultados exitosos.

A continuación se describe la técnica clínica para el sistema adhesivo y el cemento resinoso.

## 7.1. Sistema adhesivo.

Los sistemas modernos de adhesión hacen posible adherir coronas libres de metal y metalocerámicas a la estructura dental <sup>46</sup>.

El sistema adhesivo utiliza la adhesión química o específica para unir íntimamente dos superficies, con la mayor fuerza y por el mayor tiempo posible. En la adhesión química o específica, el adhesivo y el adherente experimentan una interacción química en su superficie de contacto <sup>27</sup>.

También utilizan la retención mecánica, por medio de las fuerzas de Van der Waals. Esto ocurre cuando el adhesivo, que se aplica en estado fluido, al endurecer queda atrapado entre las irregularidades de los adherentes (diente y material restaurador) y evita que estos se separen<sup>27</sup>.

Dilts y col; realizaron un estudio para comprobar que la adhesión que se da con materiales de la misma composición química es mayor. En una preparación con resina que recibió una restauración estética y fue cementado con un sistema adhesivo, presentó mayor retención física y mecánica. Los grosores de cemento que utilizaron eran de 20  $\mu\text{m}$  y 50  $\mu\text{m}$ . Los grosores de 20  $\mu\text{m}$  tuvieron mayor retención que los de 50  $\mu\text{m}$  <sup>47</sup>.

Los cementos a base de resina son los materiales de elección para la fijación adhesiva de restauraciones completamente de cerámica (libres de metal) <sup>19</sup>.

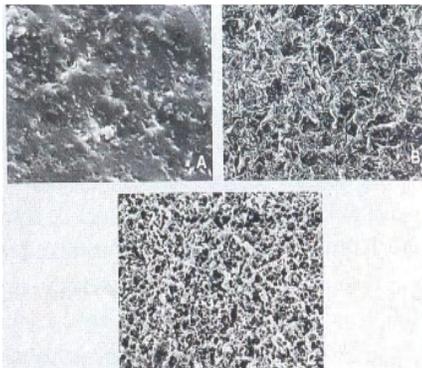
### ➤ Tratamiento de las superficies de las coronas.

Cuando se desea que se efectúe una adhesión entre la pieza protética y la estructura dentaria, se debe realizar un acondicionamiento de la superficie ya

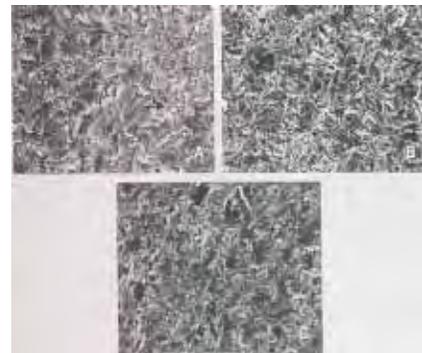
sea metálica o cerámica, la cual requiere de limpieza y raspado de la superficie para la activación. Se realiza la abrasión de residuos de la parte interna de la pieza protética con óxido de aluminio  $50\ \mu\text{m}$  con un bar de presión durante 5 segundos para así también promover microretenciones para la formación de porosidades que ayudan en el entrelazado del sistema adhesivo <sup>48</sup>.

Posteriormente se procede al acondicionamiento con soluciones de ácido fluorhídrico (HF) del 7 al 10% durante 2 a 3 minutos para hacer que la superficie alcance la textura adecuada y rugosidad <sup>34</sup>.

El acondicionamiento con ácido fluorhídrico se recomienda para el sistema IPS Empress y Empress II (fig.23). Por otro lado está contraindicado en los sistemas cerámicos como In Ceram Alúmina (fig. 24), Spinell, Zirconio, Procera, Cercon y Lava. Por la ausencia de la fase vítrea de Procera, Cercon y Lava y reducción significativa en el contenido de sílice (5%) para los sistemas In Ceram.



*Figura 23. Empress 1. A)Control (X3000); B)Chorro con  $\text{Al}_2\text{O}_3$  por 15 segundos(X300); C) Acondicionamiento con ácido fluorhídrico 10% por un minuto (X3000).*



*Figura 24. In Ceram Alúmina. A)Control (X3000);B)Chorro con  $\text{Al}_2\text{O}_3$  por 15 segundos(X300);C) Acondicionamiento con ácido fluorhídrico 10% por un minuto (X3000).*

Después del acondicionamiento, sigue la limpieza abundante con agua corriente y posterior secado con aire<sup>34</sup>.

A continuación se aplica el agente de silanización (en cualquier sistema aunque no haya existido acondicionamiento con ácido fluorhídrico) que reacciona con la porción cristalina de la porcelana y con la porción orgánica del cemento resinoso actuando en el enlace químico entre las estructuras<sup>34</sup>.

Kato y col. llevaron a cabo la abrasión de partículas en suspensión en el aire en comparación con diferentes agentes de grabado ácido encontrando que el ácido sulfúrico y ácido fluorhídrico proveen la más alta y más duradera fuerza de unión. Ya que el silano mantiene humectada la superficie y el grabado ácido y la silanización reduce significativamente la microfiltración<sup>49</sup>.

- Tratamiento de los elementos dentarios que recibirán las restauraciones.

Primero se debe realizar una remoción cuidadosa del cemento temporario, con especial atención a los tejidos gingivales circundantes<sup>30</sup>.

Posteriormente se realiza la limpieza del diente con un agente desinfectante o con agua, seguido de este procedimiento se seca sin deshidratar la dentina<sup>34</sup>.

Posteriormente se realiza el acondicionamiento del esmalte y de la dentina con ácido fosfórico al 37% por 15 segundos (excepción de los sistemas adhesivos que presentan primers con monómero ácido, eliminando de esta manera el ácido fosfórico)<sup>34</sup>.

A continuación se realiza la aplicación del adhesivo (si el adhesivo es dual no debe ser fotopolimerizado)<sup>34</sup>.

Se lleva a cabo la selección del sistema de cementación final, respetando las características individuales de cada material restaurador indicado y siguiendo rigurosamente las instrucciones dadas por el fabricante<sup>19</sup>.

El agente cementante debe ser llevado rápidamente a la superficie interna del retenedor (previamente tratado) y el conjunto llevado a la preparación bajo presión para la debida salida de los excesos<sup>34</sup>.

Los excesos son entonces removidos antes de la reacción química y/o polimerización del mismo<sup>34</sup>.

Los agentes cementantes pueden poseer tres tipos de polimerización: autopolimerización (química), fotopolimerización (luz) y la polimerización dual (química y luz)<sup>34</sup>.

Como ejemplo de un cemento resinoso autocurable tenemos a Panavia 21. Comparado con otros cementos resinosos, tiene mayor eficacia, sobre todo cuando las superficies de las coronas son tratadas con óxido de aluminio y se lleva a cabo la silanización. Así mismo se recomienda el uso de este sistema en áreas posteriores para mejorar la resistencia a la fractura<sup>19</sup>.

Después de la cementación son realizados los ajustes finales, la evaluación del ajuste oclusal y el pulido con puntas montadas de óxido de aluminio y gomas abrasivas para la obtención de la tersura superficial adecuada<sup>34</sup>.

## 7.2 Cemento resinoso.

Los cementos resinosos son materiales compuestos, constituidos de una matriz de resina con cargas inorgánicas tratadas con silano (Bis-GMA o el metacrilato de uretano) y por un excipiente constituido de partículas inorgánicas pequeñas. Su resistencia a tensiones es lo que los hace útiles cuando se desea la unión micromecánica de cerámicas acondicionadas por ácido<sup>30</sup>.

Su polimerización puede ocurrir a través de mecanismos de iniciación química, fotopolimerización, o la mezcla de ambos<sup>30</sup>.

La adhesión a la superficie de la dentina se obtiene por la infiltración de la resina a través de la dentina acondicionada, produciendo un engranamiento micromecánico con la dentina parcialmente desmineralizada<sup>30</sup>.

La adhesión de la dentina con resinas requiere la aplicación de un ácido para el acondicionamiento de la superficie de la dentina para remover el barro dentinario. Después de la desmineralización, se aplica el primer. Los cementos de resina se unen a los materiales restauradores químicamente<sup>30</sup>.

- Técnica de cementación con cemento resinoso Panavia 21.

Previamente a la cementación, toda la superficie interna de la estructura metálica o libre de metal debe ser tratada con óxido de aluminio para remover la capa de óxido formada como consecuencia

del proceso de cocción de la porcelana y uniformizar la superficie que entrará en contacto con el cemento. El arenado es realizado en los laboratorios de prótesis usando el aparato para arenado o en el consultorio <sup>30</sup>.

Después se realiza la limpieza de los dientes retenedores, con agua a presión a continuación se realiza el acondicionamiento ácido de toda la superficie preparada durante treinta segundos, en seguida se hace el secado completo de la superficie con aire a presión <sup>30</sup>.

Mezclar una gota de primer A con una gota B, durante cinco segundos, y aplicar solamente en la superficie preparada del diente. Esperar sesenta segundos y remover el exceso <sup>30</sup>.

Proporcionar y espatular la resina durante treinta segundos y llevar a la superficie interna de la estructura, que es colocada en los dientes retenedores y es mantenida en posición. Esta resina es anaeróbica, por lo tanto los márgenes deben ser recubiertos con Oxyguard-gel que acompaña al material, para que se inicie el proceso de polimerización de la resina que continuará por 3.5 minutos <sup>30</sup>.

Después de la polimerización de la resina, se remueve el Oxyguard con agua y aire a presión, se retira el aislamiento y se hace la evaluación de la oclusión <sup>30</sup>.

A continuación se mencionan los agentes cementantes para coronas libres de metal (tabla 8) <sup>30</sup>.

Material restaurador	Fosfato de zinc	Ionómero de vidrio convencional	Ionómero vítrio modificado por resina	Resinosos	Tratamiento superficial interno. Arenado, ácido, silano.
Porcelana feldespática reforzada por leucita.	No	No	No	Dual Fotopolimerizable	Si . Si. Si.
CAD/CAM. CEREC.	No	No	No	Dual.	Si No No.
Procera All Ceram.	Si	Si	Si	Dual Autopolimerizable.	Si No No.
In- Ceram Alúmina.	No	Si	No	Autopolimerizable. Dual.	Si No No.
In Ceram Spinell.	No	No	No	Dual.	Si No No.
In Ceram Zirconia	No	Si	No	Autopolimerizable.	Si No No.
Empress I.	No	Si	No	Dual. Autopolimerizable.	Si Si Si.
Empress II.	No	Si	Si	Dual.	Si Si Si.

#### **IV. CONCLUSIONES.**

En la práctica odontológica, en el área de prótesis dental es importante conocer los diferentes materiales con lo que el odontólogo cuenta para realizar la rehabilitación bucal del paciente.

A través de este trabajo se dio a conocer de una forma generalizada las ventajas y desventajas que proporcionan tanto las coronas metalocerámicas como las libres de metal, llegando a la conclusión de que para elegir determinado material para un caso determinado es importante conocer sus propiedades físicas, químicas y biológicas así como las del medio y las condiciones en que estará situado.

Es de vital importancia, valorar las propiedades mecánicas de los sistemas cerámicos, que pueden ser verificadas por la resistencia flexural o tenacidad (energía necesaria para propagar la falla). Los materiales con alta resistencia a la fractura y tenacidad deben ser usados en sitios sujetos a mayor tensión, es decir en caninos y molares.

También es importante observar los beneficios biológicos en el aspecto de los tejidos de soporte, que se obtienen con estos dos sistemas. Al realizar líneas de terminación supragingival -coronas libres de metal- se conserva la salud periodontal, ya que esto facilita la realización de la higiene de la prótesis y se obtiene una respuesta más favorable de los tejidos circundantes.

Cuando existe un periodonto delgado en el cuadrante anterior es aconsejable utilizar coronas libres de metal ya que se evita la aparición del margen metálico que las coronas metalocerámicas presentan. Así como también se puede evitar la obstrucción que la cofia metálica ocasiona a la transmisión de la luz, como ya se mencionó.

Las coronas metalocerámicas en cambio, proporcionan un buen sellado marginal en la restauración, además de soportar mejor las cargas masticatorias por lo tanto es posible usarlas en pacientes con bruxismo. Tienen mayor longevidad para el tratamiento de dientes posteriores y en brechas largas. Hasta el momento no se han tenido suficientes datos que puedan indicar lo contrario. Se puede decir que poseen un promedio de vida en cavidad bucal de 10 años.

La cementación de las coronas metalocerámicas se puede realizar con cemento convencional de ionómero de vidrio o cemento de fosfato de zinc.

Para las coronas libres de metal se puede realizar la cementación con cemento convencional de ionómero de vidrio o por sistema adhesivo, ambos proporcionan resultados satisfactorios, pues no existe evidencia científica que indique lo contrario.

## V. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

1. Cedillo J. Coronas y prótesis fijas de In –Ceram zirconia. Rev. ADM 2002; 50(1): 22-27.
2. Pröbster L. Diehl J. Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. Rev.Quintessence Int.1999; 23:25-31.
3. Gilmar J, Santos P, Bofante G. Factores estéticos en la preparación del diente para coronas metalocerámicas. Rev. Odontol. Dominic.1998;4(3):182-189.
4. Alonso A. Oclusión y diagnóstico en rehabilitación oral. 1a.ed.Cd. Argentina: Editorial Panamericana, 2000. Pp 185.
5. Cortellini D, Canale G, Giordano A, Bergantini B. Combinación de restauraciones metalocerámicas convencionales y de cerámica sin metal para la rehabilitación en casos graves de abrasión. Quintessence (ed.esp.) 2007; 20(5): 293-304.
6. Rosentritt M, Behr M, Rinke S, Ries S, Handel G. Cerámica de óxido de Zirconio en prótesis de coronas y puentes. Rev.Quintessence (ed.esp.) 2008; 21(1):723-729.
7. Sproull R. Color matching in dentistry. Part II. The three- dimensional nature of color. Rev. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2001; 86( 5):453-457.

8. Gilboe D, Teteruck W. Fundamentals of extracoronal tooth preparation. Part I. retention and resistance form. Rev. The Journal of Prosthetic dentistry. 2005; 94 (2): 105-107.
9. Kenneth J.A.R. W. Phillips Ciencia de los materiales dentales. 11a.ed. Cd. Barcelona: Editorial Elsevier, 2004. Pp 701-710.
10. Manicone P.F, Iommetti P, Luca R. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. Rev. The Journal of Dentistry. 2007; 35: 819-826.
11. Fritz H, Wolfgang B. Elaboración de un Puente íntegramente cerámico utilizando una técnica CAD/CAM. Rev. Alta técnica dental. 2000. 11(6):349-357.
12. Pröbster L. El desarrollo de las restauraciones completamente cerámicas. Un compendio histórico (I). Rev. Quintessence (ed. esp). 1998; 11(8): 515-520.
13. Hallado en: [www.google.com/imagenes](http://www.google.com/imagenes).
14. Galip M. Conoce los secretos de la cerámica y logra maravillas. Rev. Alta técnica dental. 2009; 53:43-46.
15. McLean J.W. High-strength ceramics. Rev. Quintessence Int. 1987; 18(2):97-106.
16. Pröbster L. Diehl J. Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. Rev. Quintessence Int. 1999; 23:25-31.

17. Álvarez M. Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. *Rev. RCOE*. 2003; 8(5):525-546.
18. Askeland D.R. Ciencia e ingeniería de los materiales. 3a.ed. Cd. México: Editorial Internacional Thomson Editores, 1998. Pp.400-415.
19. Miyashita E. Salazar A. Odontología estética, el estado del arte. 1a.ed. Cd. Sao Paulo Brasil: Editorial Artes médicas, 2005. Pp 155-180, 374-375.
20. Martínez A, Fernández F. Cerámicas para prótesis parcial fija en el sector posterior. Revisión bibliográfica. *Rev. DENTUM* 2004; 4(4):114-117.
21. Martínez R, Pradies R, Suarez , M. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. *Rev. RCOE*. 2007; 12(4): 253-263.
22. Shillingburg H.T, whitsett D, Jacobi R. Fundamentos esenciales en prótesis fija. 3a.ed. Cd. Barcelona: Editorial Quintessence S.L. 2000. Pp. 433-436.
23. Fradeani M, Damelio M, Corrado M. Five- year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int*. 2005; 36:105-113.
24. Salem G. Margin design for esthetic posterior metal ceramic crowns. *Rev. The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1988; 60(4): 418-424.
25. Rosenstiel S.F, Land M, Fujimoto J. Protésis fija. 1a.ed. Cd. Barcelona: Editorial Salvat editores, 1991. Pp. 323-330.

26. Eliasson A, Fredrik C, Johansson A. A clinical Evaluation of cobalt-chromium metal-ceramic fixed partial dentures and crowns: a three-to seven-year retrospective study. Rev. The Journal of Prosthetic dent. 2007; 98: 6-16.
27. Barceló F.H, Palma J.M. Materiales dentales: conocimientos básicos aplicados. 1a.ed.Cd. México: Editorial Trillas, 2002. Pp. 31, 214-216.
28. Kataoka S, Mutobe Y. En armonía con la naturaleza, periodonto y estética. Rev. Quintessence técnica (ed.esp.) 2000; 11(3): 154-163.
29. Chaffee K, Lund P, Aquilino S, Diaz A. Marginal Adaptation of Porcelain Margins in Metal Ceramic Restorations. Rev. Int. J prosthodont. 1991; 4(6): 508-516.
30. Pegoraro L.F. Prótesis fija. 1a.ed.Cd. Brasil:Editorial Artes Médicas latinoamericana,2001. Pp. 55-67.
31. Beaudreau D, Guyer S. The collarless metal-ceramic crown. Rev. Journal Prosthet Dent. 1977; 38(6): 615-622.
32. O'Boyle K, Dent B, Norling B, Cagna D. Investigación acerca de un Nuevo diseño de esqueleto de metal para restauraciones metalocerámicas. Rev. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1989; 5(6): 39-45.
33. Kenneth W. A, Barry G. Dale, DMD, FACD. Odontología estética. 2a. ed. Cd. Madrid: Editorial Ediciones Harcourt Mosby ,2002.Pp. 27-29, 330-345.
34. Bottino M. A, Ferreira A, Miyashita E, Giannini V. Metal Free. 1ª.ed.Cd. Sao Paulo: Editorial Artes médicas, 2001.Pp. 155-180, 371-380.

35. William F.P, Koth D. Tylman`s teoría y práctica de la prostodoncia fija. 7a.ed.Cd. Caracas, Venezuela: Editorial Intermédica, 1991. Pp 1-15.
36. Newman M, Takei H, Carranza F. Periodontología Clínica. 9a.ed.Cd. Mèxico: Editorial Mc Graw-Hill, 2002.Pp.1006-1008.
37. Løe H. Reactions of marginal periodontal tissues to restorative procedures. Rev. The Journal of Periodontics Dentistry, 1988; 18(4):759-776.
38. Edelhoff D. Opalescence of dental porcelain enamels. Rev. Quintessence Int. 2002; 33:439-449.
39. Castellani, D. Atlas-texto de prótesis fija. La preparación para coronas de metal porcelana. 1a.ed.Cd. Barcelona.Editorial Espaxs; 1996:40-49.
40. Abreu A, Loza M.A, Augusto E, Mukhopadhyay S. Effect of metal type and surface treatment on in vitro tensile strength of copings to minimally retentive preparations. Rev. The Journal of Prosthetic dent. 2007; 98(3): 199-207.
41. Swain V, Igor J, Hodges JS. The effect of metal ceramic restoration framework design on tooth color. Rev. The Journal of Prosthetic Dent. 2008; 99(6):468-475.
42. Goldstein R.E. Odontología estética. Vol. I. Principios, comunicación, métodos terapéuticos. 1ª.ed.Cd. Barcelona: Editorial Ars. Médica, 2002.Pp.395-399.

43. Sproull R. Color matching in dentistry. Part II. The three-dimensional nature of color. Rev. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2001; 86 ( 5):453-457.
44. Swain V, Igor J, Hodges J. The effect of metal ceramic restoration framework design on tooth color. Rev. The Journal of Prosthetic Dent. 2008; 99(6):468-475.
45. Aiba N. Restauraciones prótesis teniendo en cuenta la adaptación a la encía. Rev. Quintessence técnica (ed. esp). 1999; 10(7): 356-372.
46. Blatz M, Sadan A, Kern M. Resin ceramic bonding: a review of the literature. Rev. The Journal of prosthetic dentistry. 2003; 89(3): 268-274.
47. Juntavee N, Millstein P. Influencia que ejercen la rugosidad de la superficie y el grosor del cemento en la retención de la corona. Rev. J Prosthet Dent. 1993; 5:82-87.
48. Mizrahi B. The Dahl principle: Creating space and improving the biomechanical prognosis of anterior crowns. Rev. Quintessence Int. 2006; 37(4): 245-251.
49. Pallis K, Griggs J, Woody R, Guillen E, Miller W. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. Rev. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2004; 91( 6): 561-569.

