



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**RESISTENCIA QUE BRINDA EL SISTEMA PROCERA
COMPARADO CON METAL PORCELANA EN LA
REHABILITACIÓN DE UNA PRÓTESIS DE 3
UNIDADES**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A :

BERENICE KARLA MOLINA BRAVO

**DIRECTORA:
C.D. MARÍA MAGDALENA GUTIÉRREZ SEMENOW**

MÉXICO, D. F.

2007



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Gracias Dios por ayudarme, por ponerme en el camino correcto, por permitirme llevar acabo este gran éxito en mi vida, por protegerme y por darme todo lo que tengo.

Gracias a mis padres por darme la vida y quererme tal y como soy.

A mi mamá Eva Bravo Castillo quiero dedicarle este logro, agradecerle todo lo que me ha dado y por arriesgar todo, para que saliera adelante

Leo gracias por apoyarme en todo lo que me propuse realizar y por confiar en mí.

A ustedes mis hermanas Margarita, Leo, Ange y Ericka por ser mis amigas, por ayudarme a superar y permitirme salir adelante.

A mis cuñados Gustavo, David, Gabriel por apoyarme en lo que necesité. Gracias a mis sobrinos Ivan, Eduardo, Cyntia, Jessy, Jonathan, Erick, Aby, Alison y en especial a Joshua por enseñarme una lección de vida.

Gracias Ismael por quererme y apoyarme durante todo este tiempo que hemos estado juntos, a sus padres y hermanos por permitirme entrar a su familia.

A mi querida mascota por enseñarme lo que es una verdadera amistad incondicional y por sus horas de desvelo.

Le doy gracias a la Dra. Karina López por ser mi amiga y ser parte de mi formación y a la Dra. Guadalupe Zamudio por brindarme su confianza y paciencia.

A todos quiero decirles que estaré por siempre agradecida.

ÍNDICE

I. INTRODUCCIÓN	5
II. OBJETIVO GENERAL	10

CAPÍTULO 1

TIPOS DE FUERZAS EJERCIDAS SOBRE LAS RESTAURACIONES.....	11
---	----

1.1. FUERZAS OCLUSALES.....	11
-----------------------------	----

1.2. TENSIONES.....	13
---------------------	----

1.2.1. Tipo de tensiones.....	13
-------------------------------	----

1.3. TIPOS DE RESISTENCIA.....	15
--------------------------------	----

1.3.1. Resistencia a la fractura.....	16
---------------------------------------	----

1.3.2. Resistencia al cizallamiento.....	17
--	----

1.3.3. Resistencia transversal.....	18
-------------------------------------	----

CAPÍTULO 2

CARACTERÍSTICAS PRINCIPALES DE LA CERÁMICA CONVENCIONAL.....	20
---	----

2.1. COMPOSICIÓN DE LA CERÁMICA CONVENCIONAL.....	20
--	----

2.2. CLASIFICACIÓN DE LA PORCELANA.....	20
---	----

2.3. PROPIEDADES MECÁNICAS.....	21
---------------------------------	----

2.4. VENTAJAS Y DESVENTAJAS.....	23
----------------------------------	----

2.5. CARACTERÍSTICAS QUE DEBE CUMPLIR UNA PREPARACIÓN PARA UNA CORONA LIBRE DE METAL.....	25
---	----

CAPÍTULO 3

CARACTERÍSTICAS PRINCIPALES DE LAS RESTAURACIONES METAL PORCELANA.....	27
3.1. MATERIALES QUE SE EMPLEAN.....	27
3.1.1. Tipo de aleaciones.....	27
3.1.2 Tipo de cerámicas.....	30
3.2. UNIÓN METAL-PORCELANA.....	32
3.3. PROCEDIMIENTOS DE FABRICACIÓN.....	33
3.3.1. Proceso de sinterización.....	33
3.3.2. Proceso de condensación.....	35
3.4. VENTAJAS Y. DESVENTAJAS.....	35
3.5. CARACTERÍSTICAS DE LA PREPARACIÓN PARA UNA CORONA METAL PORCELANA.....	38

CAPÍTULO 4

CARACTERÍSTICAS DE LAS RESTAURACIONES LIBRES DE METAL “PROCERA”.....	40
4.1. COMPOSICIÓN.....	41
4.2. PROCEDIMIENTOS DE FABRICACIÓN.....	43
4.3. CARACTERÍSTICAS PRINCIPALES.....	46
4.4. PROPIEDADES MECÁNICAS.....	47
III. CONCLUSIONES.....	50
IV. FUENTES DE INFORMACIÓN.....	51

I. INTRODUCCIÓN

La búsqueda de nuevos avances tecnológicos dentro de la Odontología, han ido encaminados hacia la perfección de restauraciones que cumplan con las mejores características para brindarles a los pacientes un excelente tratamiento.

Ésta búsqueda empieza a partir del siglo XVIII, en donde las restauraciones protésicas eran principalmente de otros materiales como eran el hueso, el marfil, la madera, los clavos, los dientes de cadáveres, entre otros, pero que sufrían el mismo envejecimiento, deterioro y desgaste que los dientes naturales por la acción del medio bucal.

Se sabe que la idea de emplear porcelanas para la fabricación de dentaduras completas fue introducida en 1774 por Alexis Duchateau, el cual observó que los recipientes de porcelana que contenían las sustancias químicas que utilizaba en su trabajo, no sufrían cambios de color ni de textura como consecuencia de los materiales que albergaban. ⁽¹⁾

A pesar de que los primeros dientes fabricados en porcelana presentaban grandes defectos como el grado de contracción que sufrían al cocer, se denominaron “dientes incorruptibles” y eran superados por la ventaja de su estética y estabilidad en el medio oral.

La primera corona con aspiraciones estéticas, de cerámica feldespática que se fundía sobre una matriz de platino en un horno de gas fue fabricada por Charles H. Land, en 1903, la cual era limitada a sectores anterosuperiores por su fragilidad y un mal ajuste marginal producido por los cambios volumétricos que sufría la cerámica en el proceso de cocción.

En 1965, McLean y Hughes introducen en el mercado la porcelana aluminosa (reforzamiento con óxido de aluminio), que era más resistente que la feldespática convencional. 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 del diente, además no resolvían el problema de la adaptación marginal.⁽²⁾

Años más tarde, en 1983, se produjo un nuevo acontecimiento con la introducción del sistema Cerestore, un sistema cerámico de alta resistencia y libre de contracción durante el procesado, que permitió aumentar las indicaciones de las coronas cerámicas de más alta resistencia para los sectores posteriores. En éste sistema el porcentaje de alúmina del núcleo era mayor y con un proceso de elaboración sumamente complejo, pero tenía la ventaja de que contrarrestaba la contracción durante la cocción del núcleo.⁽¹⁾

A partir de entonces el desarrollo de los sistemas cerámicos fue casi vertiginoso. Cronológicamente siguió Hi-Ceram que contiene el mismo porcentaje de alúmina pero que simplificaba considerablemente el proceso de fabricación con lo cual el resultado final era más predecible; sin embargo la resistencia para dientes posteriores no era satisfactoria y fue sustituido por el sistema In-Ceram en 1996.

In Ceram es un sistema que se basa en la realización de coronas mediante un núcleo presinterizado con un contenido de alúmina del 70% inicialmente poroso y que posteriormente es infiltrado con vidrio.

En la década de los ochenta y noventa, comienzan a aparecer las nuevas porcelanas de alta resistencia y baja contracción, tales como IPS Empress 2, Vita In Ceram, Procera AllCeram o Cerámica de Zirconio, que tratan de solucionar los problemas inherentes al método tradicional.

Los sistemas de CAD/CAM se desarrollaron para elaborar restauraciones libres de metal, utilizando una alta tecnología de escaneo y diseño asistido por computador (CAD), combinado con una manufactura industrial (CAM) y su puesta en funcionamiento en los últimos años, entre los que se incluye el sistema PROCERA, a dado pie a una evolución positiva del último tiempo y una enorme inversión en marketing. Los sistemas CAD/CAM y cualquier otro procedimiento que elimine el metal de las restauraciones de forma eficiente, son el futuro y una parte cada vez más importante del presente.

Finalmente, en 1993, se dio un importante paso en el desarrollo de las cerámicas de mayor resistencia con el concepto Procera AllCeram. Estas restauraciones constan de un núcleo de alúmina (99,9%) densamente sinterizada recubierta por una cerámica compatible convencional. ⁽¹⁾

La introducción de estos sistemas de elevada resistencia (In Ceram y Procera AllCeram) ha posibilitado que las indicaciones se puedan ampliar, con reservas, a la realización de puentes de hasta tres unidades mediante la utilización de porcelana libre de metal.

En éste sentido, se están realizando numerosos estudios para comprobar si se confirman las buenas expectativas observadas inicialmente y si se cumplen a largo plazo.

Sin embargo, las restauraciones cerámicas sin metal no han conseguido alcanzar todo su potencial, sino que se han visto limitadas por algunos aspectos de las propiedades inherentes al material, especialmente en indicaciones con patrones de carga complejos y fuerzas elevadas. Aún así, las cerámicas de alta tecnología, que tienen el potencial necesario para satisfacer estas exigencias y han demostrado su valía en otras áreas industriales, se han abierto camino hacia la industria dental.

Las investigaciones recientes se centran en el campo de las cerámicas sin metal en las que se busca la sustitución de la cofia metálica sin que por ello haya un deterioro importante de las propiedades mecánicas, solucionando así los inconvenientes que presentaban las porcelanas convencionales de baja resistencia a la fractura o la contracción sufrida durante las sucesivas cocciones, que se traducía en ajustes marginales inadecuados.

La planeación de tratamiento para cualquier material de restauración involucra una cuidadosa consideración de varios criterios importantes que incluyen fuerzas físicas y químicas. Por consiguiente los clínicos deben poseer una comprensión básica de los elementos estructurales de un material y sus propiedades afines físicas. Con este conocimiento y una idea de las fuerzas a las que se sujetará, se puede predecir el desempeño de un material de mayor exactitud.

Tanto los nuevos materiales cerámicos, como los innovadores métodos de procesamiento asistidos por ordenador auguran un futuro próximo donde el uso de porcelanas libres de metal sea masivo en la labor diaria de la profesión odontológica.

Quiero agradecer a la C.D. María Magdalena Gutiérrez Semenow por brindarme su apoyo para realizar esta tesina.

Gracias a la Mtra. María Luisa Cervantes Espinosa responsable del área, por su paciencia y por brindarme sus conocimientos.

Gracias a la UNAM y a la Facultad de Odontología, por dejarme formar parte de ésta excelente casa de estudios y a sus profesores que contribuyeron en mi formación.

Y gracias a la casa Nobel Biocare por proporcionar la información necesaria para este trabajo.

II. OBJETIVO GENERAL

- Comparar el sistema Procera con Metal Porcelana en la rehabilitación de prótesis de 3 unidades, de acuerdo a una revisión bibliográfica.

CAPÍTULO 1

TIPO DE FUERZAS EJERCIDAS SOBRE LAS RESTAURACIONES

Los materiales de restauración deben soportar diferentes fuerzas, ya sea durante su fabricación o la masticación. Por esa razón es importante conocer las propiedades mecánicas y tener conocimiento de algunos conceptos que nos ayuden a elegir entre la variedad de materiales existentes, el que mejor propiedades tenga.

Por ello es importante conocer algunos conceptos que influyen en las características de los materiales.

- Fuerza: se puede definir como cualquier acción que pueda modificar el estado de reposo o movimiento de un cuerpo y procede del empuje o la tracción ejercido sobre otro. Su unidad de medida es el Newton (N) y queda definida por tres características que son el punto de aplicación, la magnitud y la dirección, ésta última define el tipo de fuerza ejercida. ⁽³⁾

1.1. FUERZAS OCLUSALES

Las fuerzas oclusales son aquellas que son generadas durante los movimientos de la mandíbula en la masticación.

Existen diferentes tipos de fuerzas que son:

Las fuerzas compresivas de mordida ejercidas sobre los dientes naturales disminuyen en la región molar a los incisivos; entre el primer y segundo molar, dichas fuerzas varían de 400 a 800 N; en los premolares, los caninos y los incisivos se han registrado por término medio unas fuerzas de unos 300, 200 y 150 N, respectivamente.⁽⁴⁾

Mientras que en pacientes que tienen prótesis fija metal porcelana sustituyendo al primer molar, la fuerza compresiva media de mordida es de 250 N en el lado de la prótesis y de 300 N en el lado de los dientes naturales.⁽⁴⁾

No obstante, podemos suponer que las fuerzas oclusales y la respuesta de los tejidos subyacentes varían dependiendo de la localización anatómica, la edad, la maloclusión, el diseño de la restauración o prótesis y la colocación de un material restaurador, pues puede ocurrir que un material o diseño que soporte adecuadamente las fuerzas oclusales a nivel del incisivo no sea suficiente para el primer molar de un adulto que tenga un puente o un problema de maloclusión (Fig 1).⁽⁵⁾

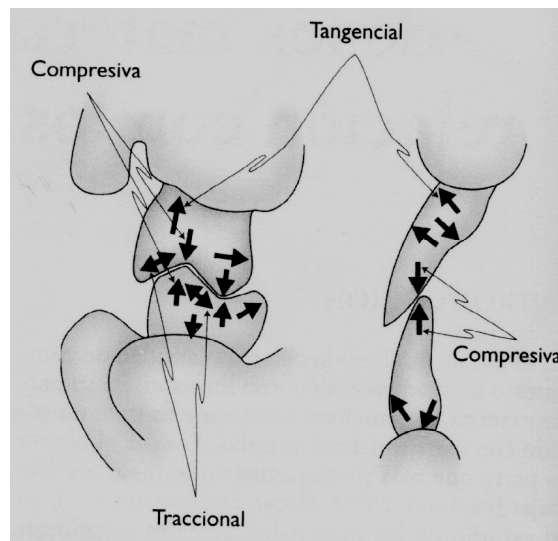


Fig. 1. Tensiones complejas en la masticación.⁽⁵⁾

1.2. TENSIONES

La tensión se define como la resistencia interna que tiene la misma intensidad y una dirección opuesta a una fuerza externa que actúa sobre un cuerpo y tiende a deformarlo. Su unidad de medida es el Pascal que equivale a una unidad de fuerza (N) dividida por una unidad de superficie o de longitud al cuadrado ($1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2$).⁽³⁾

Si no aparece deformación es indicio de que la fuerza actuante es inferior o igual a la resistencia que se produce.

Según sean las fuerzas incidentes aparecerán diferentes tipos de tensiones.

1.2.1. Tipo de tensiones

Las fuerzas aisladas pueden ser axiales (de tracción o compresión), de cizallamiento o corte, de flexión o de torsión.

La tracción se genera cuando un material o cuerpo es sometido a dos grupos de fuerzas de direcciones opuestas que actúan sobre la misma línea recta. Es una de las fuerzas más perjudiciales para las restauraciones colocadas en boca. Éste se alargará, lo que comportará una disminución en la sección del mismo. (Fig 2)⁽³⁾



Fig. 2. Carga Traccional.⁽³⁾

La compresión se genera cuando el cuerpo es sometido a dos grupos de fuerzas que siguen la misma línea recta y se dirigen el uno contra el otro. Un ejemplo se da al contactar los dientes cuando se cierra la boca. (Fig.3) ⁽³⁾

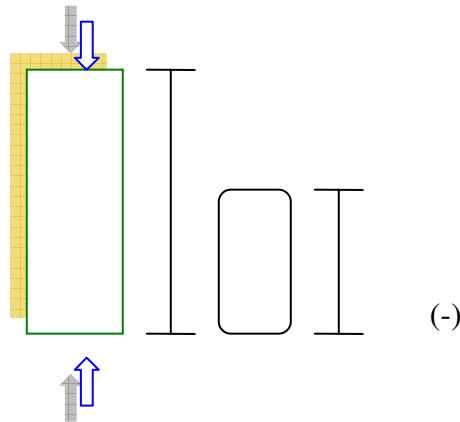


Fig. 3. Carga Compresiva ⁽³⁾

El cizallamiento es el resultado de dos grupos de fuerzas opuestas entre sí, en dos rectas paralelas independientes. Un ejemplo es la acción de los caninos al cortar algún alimento. (Fig 4)⁽³⁾

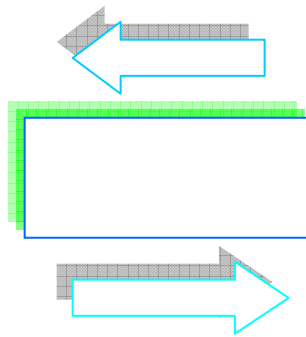


Fig.4. Carga de cizallamiento ⁽³⁾.

La torsión se debe al giro del cuerpo, y la flexión es el resultado de la aplicación de un momento de flexión. La flexión se da cuando una fuerza actúa perpendicularmente a un cuerpo y tiende a doblarlo. Por ejemplo la flexión de los puentes durante la masticación. (Fig. 5).⁽³⁾

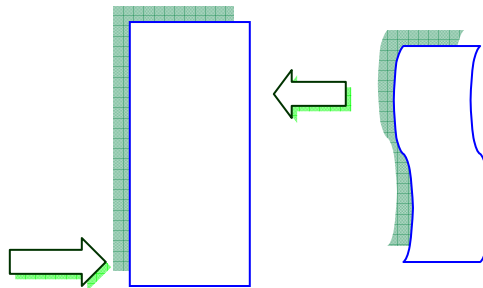


Fig. 5. Carga Tangencial⁽³⁾.

Al aplicar una torsión, las moléculas deben oponerse a su separación. Al aplicar una compresión, aumenta su resistencia al quedar más agrupadas. Al aplicar una tensión de cizallamiento, una parte del cuerpo debe oponerse al deslizamiento sobre otra.⁽³⁾

1.3. TIPOS DE RESISTENCIA

La resistencia mecánica se define como la estabilidad para resistir las fuerzas de la masticación. Estas fuerzas intermitentes socavan la resistencia de los materiales, mucho más de lo que realiza la presión estática. Por lo tanto, fuerzas subcríticas repetidas por un tiempo largo conducen a un fracaso del material.

En este apartado sólo nos ocuparemos de abarcar los diferentes tipos de resistencia que son de gran importancia para el objetivo de este estudio.

Un concepto importante es la dureza y se define como la resistencia que ofrece el material a la indentación o penetración permanente de su superficie. Existen diferentes pruebas para comprobar la dureza de los materiales entre las que se encuentran: la de Brinell, Knoop, Vickers, Rockwell y Shore, todas ellas dependen de la penetración de algún objeto de forma geométrica definida en la superficie del objeto estudiado, pero se diferencian en el material, geometría y la carga del indentador que suelen ser de acero, carburo de tungsteno o diamante, ser en forma de esfera, un cono o una pirámide. La carga aplicable oscila entre 1 y 3,000 kg. La elección de una prueba depende del material estudiado, de la dureza que previsiblemente puede tener y el grado de localización que se desee.

1.3.1. Resistencia a la fractura

Es la resistencia que ofrece un material al aplicarle una tensión hasta romperse. La mecánica de fractura estudia el comportamiento de los materiales que presenten grietas o defectos, que pueden ser normales en el material o aparecer tras un periodo de servicio.

Cualquiera que sea el caso, un defecto suele debilitar el material, y éste puede sufrir fracturas espontáneas con tensiones inferiores a la resistencia de estiramiento (Fig 6).⁽⁵⁾

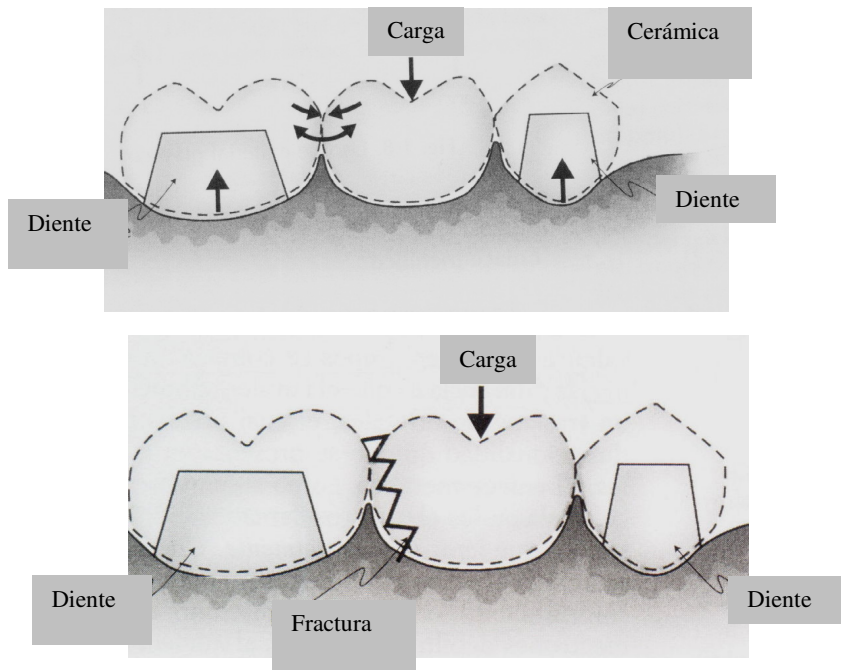


Fig. 6. Posible efecto de la carga flexural. ⁽⁵⁾

1.3.2. Resistencia cizallamiento.

Este parámetro tiene una importancia muy especial en el estudio de las superficies de unión entre dos materiales, como las restauraciones de porcelana sobre metal.

Para medir la resistencia al cizallamiento se puede emplear el método de la perforación o la punción, que consiste en aplicar una carga axial para intentar taladrar un material a través del otro (Fig 7). ⁽³⁾

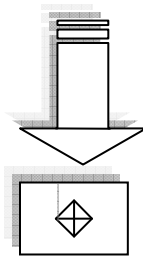


Fig. 7. Prueba Vickers. ⁽³⁾

Otra prueba es la de cizallamiento planar que determina la fuerza de adhesión entre la cerámica y el metal. Ambos son colocados y sujetos en un jito y sometidos a sendas cargas en direcciones opuestas hasta que se produce un fallo por cizallamiento a nivel de la interfase (Fig 8).⁽³⁾

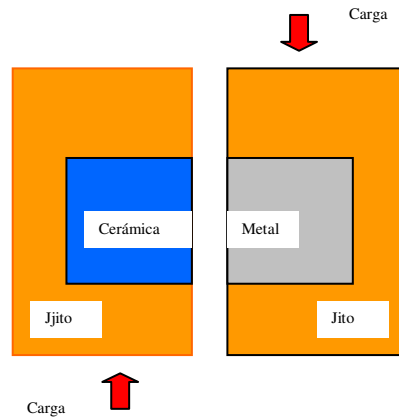


Fig.8. Prueba de cizallamiento planar.⁽³⁾

1.3.3. Resistencia transversal

Para determinar este tipo de resistencia se aplica una carga en el punto medio de una viga simple, apoyada por ambos extremos.

Esta prueba recibe el nombre de prueba de flexión de tres puntos (3PB); en la literatura odontológica se suele denominar modulo de ruptura (MDR). La resistencia transversal y la correspondiente deformación tienen también una gran importancia en los puentes largos para espacios edéntulos importantes, en los que las fuerzas de mordida pueden ser muy intensas.

Por lo tanto la longitud, el grosor y la anchura de la restauración son de gran importancia en la resistencia y deformación de ésta.

CAPÍTULO 2

CARACTERÍSTICAS PRINCIPALES DE LA CERÁMICA CONVENCIONAL

La calidad de cualquier porcelana depende de la elección de los componentes, del uso de las proporciones correctas de cada uno de ellos y del control del proceso de cocción.

2.1. COMPOSICIÓN DE LA CERÁMICA CONVENCIONAL

La cerámica dental convencional está compuesta principalmente en un 75-85% de la masa total por feldespato que puede ser de potasio o sodio, que forma la fase vitrificada de la cerámica y le aporta translucidez; en un 12-22% esta formada de cuarzo generalmente sílice que forma la fase cristalina; el 3-5% está formado por caolín que le aporta opacidad y mejora la manipulación; el resto de su contenido son fundentes (bórax, carbonatos, óxido de zinc) y que disminuyen el punto de fusión, además de pigmentos, colorantes, maquillajes y opacificadores que le brindan la coloración y textura a la cerámica.

2.2. CLASIFICACIÓN DE LA PORCELANA

Las clasificaciones de las porcelanas para su uso protésico son muy variables, cuyo motivo nos enfocaremos a dos clasificaciones:

Por su temperatura de fusión:

a. Porcelanas de temperatura de fusión alta, entre 1280°C y 1390°C. con ellas se realizan dientes prefabricados para prótesis removibles manufacturados en industrias especializadas.

b. Porcelanas de temperatura de fusión media, entre 1090°C y 1260°C. Especialmente usadas en coronas jacket cocidas sobre hojas de platino o sobre revestimiento.

c. Porcelanas de temperatura de fusión baja, entre 870°C y 1065°C. son las más utilizadas y están indicadas en prótesis ceramometálicas.

d. Porcelanas con una temperatura de fusión muy baja, entre 660°C y 870°C. igualmente indicadas en prótesis ceramometálicas con alto contenido de oro, en aleaciones con intervalo de fusión bajo, en inlays y onlays de cerámica, en los rebasados de hombros que presentan una ligera discrepancia marginal, y finalmente en casos de fracturas de porcelana en prótesis ceramometálicas.

2.3. PROPIEDADES MECÁNICAS

En la cerámica está presente una unión covalente metal-oxígeno y hay ausencia de las propiedades elásticas y plásticas las cuales sí se encuentran en los metales. La cerámica se encuentra dentro de los materiales más frágiles y reacciona con una particular sensibilidad a las fuerzas tensionales (pero más tolerante a la fuerzas de compresión).

La causa de la baja resistencia tensional radica en la formación de microfisuras en la superficie durante el proceso de fabricación.

Cuando las fuerzas tensionales superan a la de unión en la cerámica, las fisuras se extienden hasta dentro de la fase de vidrio (Fig 10).⁽⁶⁾

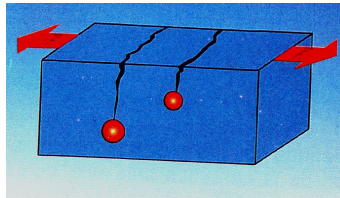


Fig.10. Avance de una grieta en la cerámica. Las tensiones progresan desde la punta de aplicación de la fuerza.⁽⁶⁾

Se puede lograr un aumento de la resistencia mediante la presencia de partículas cristalinas (refuerzo de partículas). Una fisura que encuentra una partícula cristalina ya sea que se detenga completamente o realiza un cambio de dirección.

Las ventajas de las propiedades de los metales y de las cerámicas se pueden combinar al unir estos dos materiales.

El metal actúa como un rompedor de fuerzas en la estructura, mientras que la porcelana produce un efecto estético. Con las buenas propiedades elásticas del metal se absorberán las fuerzas tensionales (al menos en la parte interna de la corona o en la base del pónico) y de esta manera se protege la cerámica de un daño.

La resistencia transversal de la porcelana oscila entre 62 y 90 MPa, la resistencia al cizallamiento es de 110 MPa y la resistencia a la tracción diametral es inferior a 34 MPa. La resistencia a la compresión es de 172 MPa, su módulo elástico alcanza hasta los 69 GPa. Estos datos precisan que debe tener un soporte que le brinde más resistencia. ⁽³⁾

2.4. VENTAJAS Y DESVENTAJAS

- Gracias a la superficie vitrificada, la restauración tiene un color estable, compatible con los tejidos blandos, resistentes a los cambios bruscos de temperatura y fuerte.
- Cuanto mas alta es la temperatura de fusión, mejores propiedades físicas, mecánicas y químicas tendrá la porcelana.
- Además presenta un aspecto estético, es brillante y natural, bastante satisfactorio y se puede unir al metal que actúa como un rompefuerzas en la estructura.

Las buenas propiedades elásticas del metal absorberán las fuerzas tensionales (al menos en la parte interna de la corona o en la base del pónico) y de esta manera se protege la cerámica de un daño.

- Es buen aislante térmico y eléctrico, por su naturaleza refractaria. Químicamente es casi inactiva, sólo la atacan las soluciones de fluoruros ácidos.

- Se construye sobre una preparación uniformemente reducida y equilibrada.

Sin embargo, existen ciertas limitaciones al uso de la porcelana.

- No es fácil imitar con exactitud el color y la textura de los dientes debido a sus propiedades ópticas que son diferentes a las del esmalte y la dentina.
- Se construyen fuera de la boca y se cementan posteriormente, lo cual significa que no deben presentar márgenes salientes ni relieves profundos.
- Su resistencia es adecuada pero es dependiente de su composición, manipulación y el método de cocción que se emplee.
- Además cuando su antagonista es un diente natural daña su estructura desgastándolo.
- Se vuelve más frágil al cementarla con materiales convencionales.
- El margen de la corona de porcelana no puede ser tan preciso como un margen colado y puede formarse una línea de cemento de dimensión variable, que tiende a perderse y teñirse cuando se emplean cementos convencionales.

- Se requiere de equipo especial para su confección.

2.5. CARACTERÍSTICAS QUE DEBE CUMPLIR UNA PREPARACIÓN PARA UNA CORONA LIBRE DE METAL

La observación de la preparación dental, el tratamiento de tejidos blandos y las técnicas de impresión, son factores determinantes en el éxito o fracaso de las restauraciones, por lo tanto puede dar lugar a una mala adaptación de la corona, irritación o destrucción gingival y alteraciones resultantes en el aspecto del tejido.

En primer lugar se debe hacer el mayor esfuerzo por reducir al mínimo el daño a los tejidos gingivales. La profundidad del margen nunca debe sobre pasar la profundidad del surco (0.5 a 1 mm por debajo de la cresta gingival). La mejor forma de evitar la irritación es extender el margen gingival dentro del surco con una fresa de diamante biselada con extremo cortante diseñada para proteger el tejido.

Los contactos interproximales entre las restauraciones de toda la corona o con los dientes naturales también desempeñan un papel en la conservación de la salud gingival. Southard y cols. presentan un estudio a partir del cual concluyen que “la rigidez de los contactos dentales posteriores, generalmente considerados por los odontólogos como una característica estática de la oclusión, varía significativamente en función de la postura”.

La reducción oclusal debe ser de un tercio de la corona clínica (para conseguir transparencia).

La preparación debe ser cónica de la región proximal y el tercio inferior de las superficies vestibular y palatina para darle retención):

El hombro debe ser circular con un ángulo de 90° en las superficies axiales y una anchura de 1 mm en vestibular y palatino y de 0.5 mm en proximal para conferir estabilidad.

Se deben biselar todos los bordes por debajo del hombro.

CAPÍTULO 3

CARACTERÍSTICAS PRINCIPALES DE LAS RESTAURACIONES METAL PORCELANA

Las cerámicas utilizadas en las restauraciones de dientes anteriores son frágiles y pueden sufrir fracturas como consecuencia de las elevadas tensiones de tracción que tienen que soportar. Por el contrario, las restauraciones metálicas son fuertes y resistentes pero desde el punto de vista estético, sólo resultan aceptables para restauraciones posteriores. Por eso se emplea un sistema de unión de estos dos materiales para combinar las cualidades de cada uno y conseguir restauraciones con las mejores propiedades estéticas y mecánicas aceptables (Fig. 13).⁽²⁰⁾



Fig. 13. Características estéticas de restauraciones metal porcelana.⁽²⁰⁾

3.1. MATERIALES QUE SE EMPLEAN

3.1.1. Tipo de aleaciones

Se utilizan diferentes tipos de aleaciones dentro de las cuales se encuentran:

- Tipo 1. Fue la primera aleación de oro que se utilizó para la fabricación de restauraciones metal porcelana, su aparición fue a partir de 1950.

Tiene un gran contenido de metales nobles (96 – 98%) como son el platino, paladio, indio, estaño y hierro. Son bastante resistentes a la corrosión, son las únicas utilizadas que tiene un color amarillo aceptable. Son más débiles y menos resistentes al hundimiento (la propiedad de una aleación ceramometálica para oponerse al flujo por efecto de propio peso en la soldadura y la aplicación de la porcelana) que las aleaciones ceramometálicas desarrolladas más recientemente. Son las más fáciles de soldar y colar.

- Tipo 2 y 3. Contienen menos cantidad de oro, en el tipo 3 se compensa aumentando la concentración de paladio hasta el 26-31% y la de plata hasta el 4-16%, tienen gran resistencia a la distorsión durante la cocción de la cerámica y una menor densidad y menor costo. Ninguna de estas aleaciones contiene hierro ni platino.

El tipo 2 tienen una elevada temperatura de fusión, gran resistencia a la corrosión y facilidad para colarlas. Sin embargo la plata puede hacer verdear ligeramente la porcelana, y debido al color grisáceo de la aleación es más difícil conseguir tonos dentales claros.

El tipo 3 son fáciles de colar y soldar, poseen unas propiedades mecánicas aceptables y son las más baratas. Su coeficiente de expansión térmica es más elevado lo que obliga a utilizar porcelana con un coeficiente de contracción equivalentemente superior. Tienen la necesidad de utilizar acondicionadores para metales que es una porcelana opaca con una concentración elevada de pigmento rosado que se emplea para anular la pigmentación verdosa. Puede absorber gases en su estado líquido que se eliminan después al solidificarse lo que puede producir formación de burbujas en la porcelana al aplicarla.

Son propensas a la contaminación con carbono lo que altera la unión entre la porcelana y el metal, esto puede disminuir si no se sobrecalienta la aleación y no se mantiene por mucho tiempo el metal fundido antes de colarlo.

- Tipo 4, son aleaciones de paladio-oro y no contienen plata. Tienen buenas propiedades mecánicas (módulo de elasticidad, resistencia a la flexión, etc.) facilidad de fabricación y exactitud dimensional. Poseen un coeficiente de expansión térmica menor que las aleaciones anteriores y son compatibles con porcelanas que se contraen poco, por lo que en 1985 se aumentó su coeficiente de expansión para poderse utilizar con porcelanas convencionales. Tiene el color del oro blanco.

- El tipo 5 aleaciones de níquel-cromo, además de molibdeno y berilio, en general las que contienen berilio se cuegan mejor y proporciona una fuerza de unión entre la porcelana y el metal muy superior a la que no lo contienen. Son muy duras, poseen un módulo de elasticidad muy elevado y se funden a una temperatura superior. La presencia de níquel conlleva un cierto riesgo de hipersensibilidad en pacientes alérgicos y el berilio tiene un riesgo de toxicidad en el laboratorio si no hay una buena ventilación.

- El tipo 6 son aleaciones de cobalto, cromo y molibdeno, tienen malas propiedades y en general no se cuegan, ni se unen a la porcelana. Son más duras y se necesita un verdadero conocimiento sobre su manipulación.

- El tipo 7 son aleaciones ricas en paladio. Poseen un módulo de elasticidad muy elevado por lo tanto son muy duras. Son las más compatibles con la mayoría de los sistemas de porcelanas.

- El tipo 8 son de titanio, con pequeñas cantidades de hierro y oxígeno. Para colar el titanio se requiere de un equipo especial, es de color blanco, para recubrirlo se requiere de una porcelana especial de bajo punto de fusión y un adhesivo. La porcelana puede cocerse en un horno convencional, pero a menor temperatura y calentándola más lentamente que una porcelana convencional. La porcelana especial tiene un valor cromático reducido. Si se aumenta el valor también aumenta la opacidad.

- El tipo 9 son aleaciones de cerámica de oro amarillo de tipo IV. Su color ayuda a conseguir tonos muy claros en la porcelana son más baratas que las de oro pero más caras que las de paladio-plata.

3.1.2. Tipo de cerámicas

Las cerámicas utilizadas para restauraciones de porcelana sobre metal deben cumplir cinco requisitos:

- Deben imitar el aspecto de los dientes naturales. Están compuestas por una serie de fases cristalinas en el seno de una matriz amorfa y vítrea. También se les añaden opacificadores y diferentes pigmentos.
- Deben fundirse a temperaturas relativamente bajas, para reducir el riesgo de distorsión de la cofia metálica. Los óxidos sódicos y potásicos de la matriz vítrea reducen la temperatura de fusión.
- Deben tener coeficientes de expansión térmica compatibles con los metales usados para la unión.
- Deben soportar las condiciones intrabucales.

El tipo de porcelana que se utiliza es la feldespática o porcelanas de baja fusión.

Las porcelanas feldespáticas fueron las primeras en utilizarse, se cocían sobre metal formando parte de las primeras prótesis ceramometálicas. Uno de sus inconvenientes era que, debido a la diferencia existente entre el coeficiente térmico de expansión de la porcelana y el de la aleación, se obtenía una superficie cuarteada pero por otra parte quedaba completamente disimulada con la humedad de la boca.

Posteriormente se le añadió leucita, componente que contribuyó a aumentar la resistencia y el coeficiente térmico de expansión con lo que ya no parecía cuarteada sino lisa y natural.

Por otro lado las porcelanas de muy baja temperatura de fusión tiene bajo contenido de leucita por consecuencia presentan una menor capacidad de desgaste de la superficie del esmalte antagonista y son lo suficientemente duras para soportar las fuerzas generadas durante la masticación. Su excelente opalescencia puede dar una translucidez aceptable para la caracterización de la misma. Su coeficiente de expansión térmico hace que sea compatible con múltiples aleaciones, pues provoca menos distorsión.

Dentro de las propiedades mecánicas tiene una resistencia a la tracción de 860 MPa, una resistencia al cizallamiento de 120 MPa y una resistencia transversal de 60 MPa.

3.2. UNIÓN METAL-PORCELANA

El fallo mecánico más frecuente en estas restauraciones es el desprendimiento de la cerámica, pues la unión entre los dos materiales depende de varios factores: la formación de una unión química resistente, la unión mecánica entre ambos materiales y las tensiones residuales. Además las cerámicas deben humedecer la superficie y fundirse formando una interfase uniforme sin grietas.

Es importante que se forme una capa oxidante en la aleación sin tener un espesor excesivo. Se ha comprobado que la formación de óxidos en la superficie contribuye a que se formen uniones muy fuertes.

Si la cerámica penetra en una superficie metálica rugosa puede formar un engranaje mecánico con el metal sin embargo las superficies rugosas pueden disminuir la adhesión si la cerámica no penetra bien en la superficie y quedan grietas a nivel de la interfase, debido a que no se cuece correctamente la porcelana o ésta no humedece bien el metal (Fig 14).⁽⁶⁾

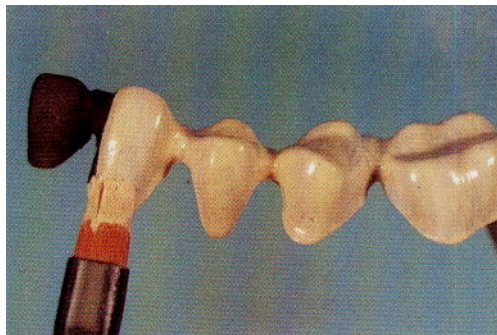


Fig. 14. Colocación de la primera capa de porcelana.⁽⁶⁾

Por otro lado deben tener coeficientes de expansión térmica similares para que al contraerse y enfriarse no se generen tensiones residuales en la interfase (Fig 15).⁽²⁰⁾



Fig. 15. Restauración metal porcelana que muestra la terminación cervical en metal por el lado lingual.⁽²⁰⁾

Según McLean, las razones por las que la unión metal cerámica falla:

- Separación completa del metal y la porcelana: no hubo una capa oxidante previa a la colocación de la cerámica o contaminación de la superficie metálica por defectos de colado.
- La porcelana se fractura permaneciendo la capa oxidante sobre el metal: se puede dar en la utilización de metales nobles.
- La porcelana se fractura llevándose la capa oxidante: la causa es una excesiva capa de oxidante en aleaciones no nobles.

3.3. PROCEDIMIENTOS DE FABRICACIÓN

3.3.1. Proceso de sinterización

Proceso mediante el cual se unen las partículas de polvo al horneado a altas temperaturas.

La fabricación involucra la obtención por sinterización de una mezcla de cerámica en polvo con líquido sobre la superficie de la estructura metálica. La matriz se reblandece sobre un rango de temperatura que es significativamente menor que el punto de fusión de los cristales y sobre la cual la viscosidad de la matriz disminuye cuando se aumenta la temperatura (Fig 16).⁽⁶⁾

Esta propiedad del vidrio hace posible la utilización del material cerámico en forma de polvo mezclado con su líquido que puede ser colocado por capas, condensado y sinterizado.

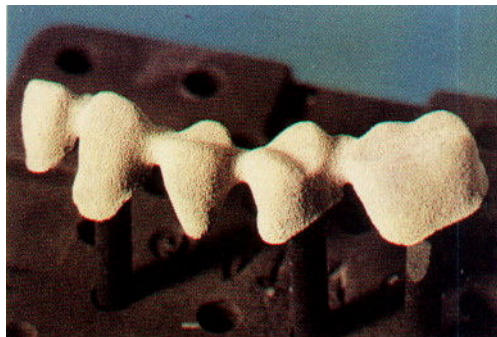


Fig. 16. Aspecto después del primer horneado.⁽⁶⁾

La cerámica aparecerá opaca al comienzo del proceso y con el aumento de la condensación se consigue una mayor intensidad en el color y la translucidez. El óptimo pulido sedoso aparece en la superficie aproximadamente a 950 °C sin redondearse los bordes de la muestra (la forma permanece estable). Por encima de esta temperatura, la superficie presenta un glaseado vitroso (Fig 17).⁽⁶⁾

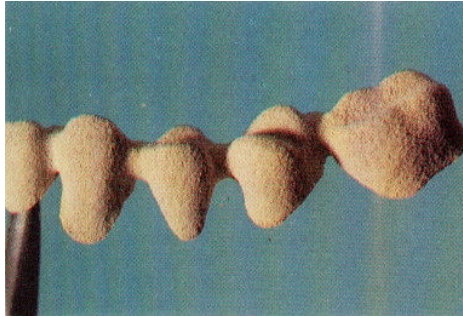


Fig. 17. Aspecto que muestra una superficie más pulida. ⁽⁶⁾

La disminución de las porosidades conduce a una reducción de la fase de los bordes. Puede entrar más luz en la cerámica y se dispersa de nuevo hacia la superficie desde adentro. Mientras que la fase de vidrio hace posible la licuefacción de las partículas individuales, los cristales sólidos remanentes dan la resistencia necesaria durante el proceso de sinterizado.

3.3.2. Proceso de condensación

Este proceso es comparado con la nieve recién caída sobre un glaciar. Bajo una presión que aumenta por la nieve adicional que cae, es comprimida incrementalmente y aparece como hielo transparente.

Por lo tanto, si la temperatura de cocimiento es muy baja la cerámica permanece opaca; si es muy alta resulta una excesiva translucidez y la forma se puede alterar como resultado del escurrimiento del material.

3.4. VENTAJAS Y DESVENTAJAS

La tecnología de la porcelana fundida sobre metal data desde 1927 y debido a su confiabilidad se ha convertido en la normativa para coronas y puentes fijos.

Esta tecnología universalmente aplicable combina un material elástico (metal) y otorga una estabilidad mecánica con otro (cerámica) que llena los requisitos estéticos. Esto permite su colocación en puentes de tramos largos, manteniendo las ventajas tanto de la cerámica (estética, resistencia a la compresión y resistencia a la corrosión) como del metal (ajuste preciso y resistencia tensional).

Dentro de las desventajas se pueden mencionar los problemas estéticos de restauraciones de metal porcelana:

- La línea de terminación es un problema para las restauraciones de porcelana fundida sobre metal. Este inconveniente se ha resuelto al colocar una capa más gruesa de porcelana pero puede conducir al desarrollo de gingivitis (Fig 18).⁽⁶⁾



Fig. 18. Múltiples restauraciones de metal cerámica que muestran la terminación cervical de metal.⁽⁶⁾

- Para evitarla se ha desarrollado una tendencia de hacer el soporte metálico en esta zona lo más delgado posible, pero esto lleva a que puede deformarse durante el proceso de cocción de la porcelana como resultado de las tensiones que se liberan entre los materiales (Fig 19)⁽⁶⁾

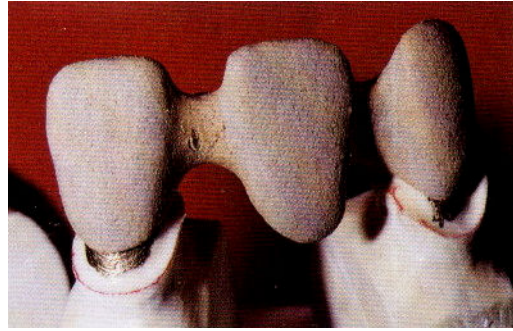


Fig. 19. Estructura metálica para colocar un hombro de porcelana. ⁽⁶⁾

- Esta deformación es elástica y plástica por naturaleza. Y para compensar esta falla se ha recurrido a la colocación de hombros de porcelana y el uso de sistemas opacadores (Fig 20). ⁽⁶⁾

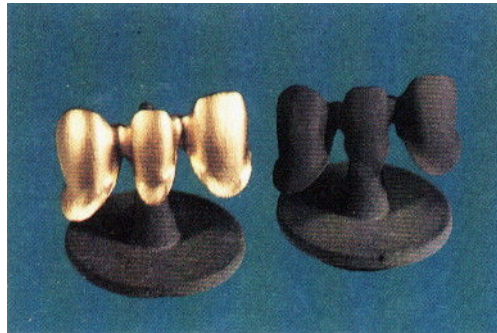


Fig. 20. Estructura metálica cubierta de un opacador dorado. ⁽⁶⁾

El uso de una porcelana fabricada para metal porcelana, no se puede utilizar en una restauración libre de metal debido a que su resistencia cae en un límite crítico.

3.5. CARACTERÍSTICAS DE LA PREPARACIÓN PARA METAL PORCELANA

Principios de diseño de la subestructura

Las consideraciones específicas para las restauraciones metal porcelana son las siguientes:

- Rigidez de la estructura de soporte, para aprovechar los diferentes tipos de fuerzas y brindarle a la porcelana un adecuado soporte.
- Control de las fuerzas de tensión y compresión para evitar que la porcelana tenga cambios de tensión y evitar su fractura.
- Forma, función y estética.
- Biocompatibilidad con la vitalidad del diente y con el periodonto.
- Coeficiente de expansión térmica.
- Acceso para el mantenimiento de la higiene oral.

Dada la gran influencia de la capa inferior de la cerámica que tapa la estructura metálica, es importante un grosor uniforme en la porcelana.

Se debe considerar un espacio adecuado para la porcelana, el opacificador y el recubrimiento metálico. En dientes posteriores no debe de ser menos de 2.0 mm en la cúspide vestibular, la cúspide lingual y la cresta marginal debe tener un alivio al menos de 1.0 a 1.5 mm en todas las excursiones laterales. Por lo tanto el grosor de la porcelana no debe ser menor de 0.5 mm en ningún punto.

Las superficies labiales pueden ser particularmente débiles en áreas incisal y gingival, por lo tanto debe existir un grosor determinado para soportar las cargas.

Es preciso evitar los posibles puntos de fractura, en caso de someter la porcelana a tensión, suavizando cualquier ángulo agudo. Además si el metal es demasiado delgado (menos de 0.4 mm), una contracción de la porcelana durante la cocción puede distorsionar el ajuste de la subestructura metálica.

Es posible que también se produzca una fractura si la cofia está mal diseñada y su grosor del metal es inadecuado. Esto puede ser debido a una deformación del metal bajo tensiones masticatorias a al asentar la preparación en la boca.

La mejor manera de conseguir un sellado marginal ideal es un margen en bisel que sea paralelo al eje de inserción normal de las coronas individuales, las funciones del bisel son: sellar la restauración para protegerla de posibles filtraciones y de la subsiguiente invasión bacteriana, eliminar y proteger los prismas del esmalte sueltos, permitir el acabado y bruñido sobre el diete, dar solidez circunferencial, reproducir el contorno perdido durante el tallado, proporcionando una referencia de cuál debe ser el perfil axial de la corona durante la prueba de metal.

Siempre que sea posible deben recibir compresión y no tensión. Por otro lado hay que diseñar una estructura rígida y sólida, y no una masa indiscriminada de metal,

CAPÍTULO 4

CARACTERÍSTICAS DE LAS RESTAURACIONES LIBRES DE METAL “PROCERA”

“Procera” es un sistema exclusivo de Nobel Biocare para la fabricación de restauraciones dentales estéticas y funcionales.

El desarrollo del sistema Procera se inició en 1983 y se trató al primer paciente en 1985, siendo su lanzamiento comercial en 1994. Estudios clínicos con resultados de diez años revelan que Procera constituye una alternativa superior a las restauraciones ceramometálicas tradicionales.

Las primeras restauraciones producidas por Procera fueron las coronas de titanio (Procera Crown Titanium) alrededor de 1984, con excelentes resultados en los estudios a largo plazo. A través del tiempo, el uso de este tipo de restauraciones se ha visto reemplazado por las coronas totalmente cerámicas:

- Las coronas totalmente cerámicas en alúmina (Procera AllCeram) fueron introducidas en 1991.
- Las prótesis fijas totalmente cerámicas en alúmina, desde 1999 han demostrado que exceden los requerimientos biomecánicos para restauraciones totalmente cerámicas con excelente estética.
- Coronas en zirconio (Procera Crown Zirconia, 2001) y prótesis fija (Procera Bridge Zirconio, 2004) con una resistencia flexural y a la fractura dos veces mayor que las de alúmina, diseñadas para resistir grandes fuerzas masticatorias, manteniendo altos niveles de adaptación marginal.

- Estructuras en titanio usando tecnología CAD/CAM para restauraciones implanto-soportadas con alto ajuste (Procera Implant Bridge).
- Carillas en alúmina (Procera Laminates) con un espesor de 0.25-0.40 mm.
- Guías quirúrgicas para colocación de implantes (Nobel Guide).
- Pilares personalizados para restaurar implantes en titanio (Procera Abutment Titanium, 1998), alúmina (Procera Abutment Alumina, 2002) y zirconio (Procera Abutment Zirconio, 2003).

En esta investigación nos enfocaremos a la revisión de Procera Bridge Zirconio, que es la opción que ofrece Procera para la rehabilitación de zonas posteriores.

4.1. COMPOSICIÓN

El núcleo de zirconia está compuesto principalmente por un 99% de dióxido de zirconio (ZrO_2), 4.5 a 5.4% de (Y_2O_3) , <5% de (HfO_2) y <0.5% de (Al_2O_3).

La zirconia es uno de los materiales recientemente introducidos en el área odontológica, que por sus funciones y características posee características esenciales (Fig 21).⁽¹⁸⁾ El nombre del metal, Zirconio, es de origen árabe que significa “zargón” (de color dorado), y su vez de palabras persas que son “zar” (oro) y “gun” (color)



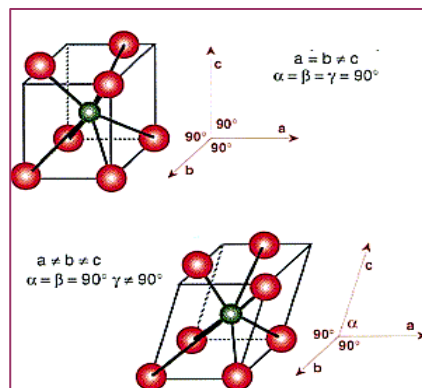
Fig. 21. Metal. Zirconio.⁽¹⁸⁾

El dióxido de zirconia fue descubierto por el químico alemán Martín Heinrich Klaproth. Las nuevas investigaciones se han centrado en la cerámica de zirconia-itra, que se caracteriza por microestructuras de grano fino, conocidas como policristales tetragonales de zirconia (TZP).

Un especialista en termodinámica de nombre R. C. Garvie descubre el fenómeno de reforzamiento a través de la transformación de fase, en el estudio de White y col. mencionan que el fenómeno de transformación mediante el cual los cristales tetragonales de zirconia experimentan una reorganización del enrejado cuando se aplica una fuerza mecánica y cambia a una forma monocíclica (Fig 22).⁽¹⁸⁾

A medida que el material aumenta de volumen, las fuerzas internas de compresión se superponen en el punto crucial de fractura, proporcionando resistencia y preservando la integridad del material.⁽⁸⁾

Tetragonal (T)



Monocíclico (M)

Fig. 22. Geometrías de las celdas unitarias.⁽¹⁸⁾

Los policristales tetragonales de zirconia estabilizados con itria poseen ésta propiedad física llamada “robustecimiento de la transformación”, es decir cuando los policristales de zirconia son sometidos a un proceso de sinterizado, forman una estructura monocíclica que ayuda a prevenir las grietas contribuyendo a la fuerza y dureza de la cerámica. ⁽⁸⁾

Una desventaja de la zirconia es que no es lo suficientemente translúcida, por lo que necesita una cubierta de porcelana para alcanzar una estética aceptable. ⁽⁷⁾

4.2. PROCEDIMIENTOS DE FABRICACIÓN

PROCERA, utiliza una alta tecnología para su elaboración de escaneo y diseño asistido por computador CAD (Computer Aided Desing), combinado con una manufactura industrial CAM (Computer Aided .Machining), que consiste en la fabricación de un objeto asistido por un ordenador.

El escáner copia y reproduce digitalmente la forma de la preparación dental del modelo y un software que permite diseñar y modificar la cofia de la restauración en el computador (Fig 23). ⁽¹⁸⁾

Esta información es enviada vía módem a los centros de producción (Suecia y EE. UU.) para ser maquinada con última tecnología.



Fig. 23. Escáner Procera Forte.⁽¹⁸⁾

Los procedimientos para elaborar restauraciones totalmente cerámicas con Procera son iguales a los seguidos para cualquier sistema libre de metal, preparaciones con espacio apropiado, terminaciones definidas, ángulos redondeados, libre de retenciones, entre otras características (Fig 24).⁽¹⁸⁾

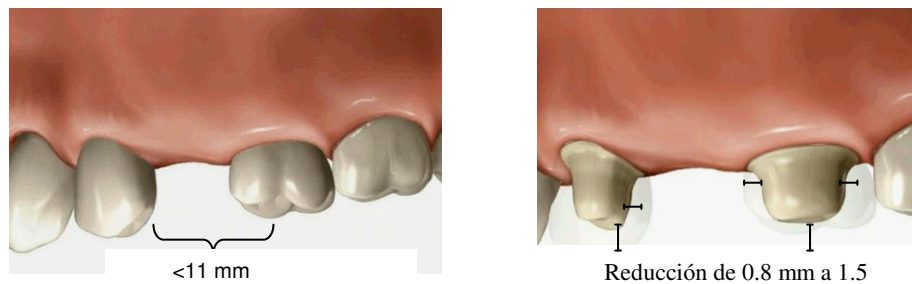


Fig.24. Esquemas de desgastes necesarios para restauraciones de Procera.⁽¹⁸⁾

Seguido a esto se toma una impresión definitiva con un material de alta estabilidad y reproductibilidad para obtener un modelo de trabajo en yeso. Se troquea y se despeja la línea terminal siguiendo las recomendaciones del sistema para que la punta del escáner pueda copiar perfectamente la línea terminal. El troquel o dado individual de trabajo se coloca en el escáner y se inicia la copia digital de la preparación (Fig. 25).⁽¹⁸⁾

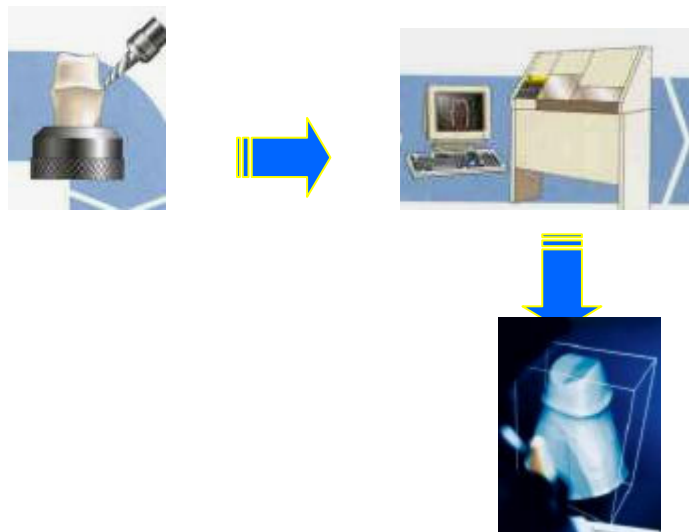


Fig.25. copia digital de la preparación del diente.⁽¹⁸⁾

El software donde se diseña la restauración (CAD) crea un mapa digital del troquel del diente preparado, estos datos que se obtienen son los usados para diseñar la restauración, definiendo la línea de terminación de la preparación en el computador, además del diseño de los contornos, espesor y material de la cofia

Toda la información transferida en el archivo enviado se usa para fresar inicialmente un muñón replica de la preparación, este representa la forma interna de la cofia, después compactan el material de oxido de aluminio sobre el muñón para garantizar un ajuste de alta precisión, por ultimo se fresa la parte externa de la cofia antes de ser llevada a un horno para ser sinterizada a altas temperaturas para garantizar su alta resistencia.

Durante el proceso de sinterización producen un modelo de control basado en el archivo, una vez finalizada la cofia, se controla la adaptación sobre este muñón y con un microscopio valoran la integridad del material asegurando la ausencia de microfisuras, por último, se evalúa para garantizar la traslucidez del material (Fig 26).⁽¹⁸⁾ Cuando estos estándares se cumplen, el material es enviado por correo. Una vez que se prueba la cofia en el diente, se cubre con cerámica apropiada para este tipo de material, ya sea alúmina o zirconio.



Fig. 26. Duplicado de las preparaciones y proceso de sinterizado.⁽¹⁸⁾

4.3. CARACTERÍSTICAS PRINCIPALES

“PROCERA BRIDGE ZIRCONIA”, es totalmente biocompatible, ofrece una excelente estética, ahorra tiempo de consulta debido a que su técnica de cementado es fácil (cementos convencionales como el ionómero de vidrio) y ofrece gran precisión sin defectos (Fig. 27).⁽¹⁸⁾



Fig.27. Estructura de zirconia (Procera Bridge Zirconia) ⁽¹⁸⁾

Está indicado cuando el paciente presenta alguna alergia al metal o cuando se requiere de estética en el sector posterior.

Sus contraindicaciones son que no se puede colocar en brechas largas o de más de 1 unidad, en pacientes con hábitos parafuncionales como el bruxismo o problemas periodontales.

4.4. PROPIEDADES MECÁNICAS

Diversos estudios mencionan que la resistencia a la flexión que ofrece Procera Bridge Zirconia es de 1121 MPa, comparado con una aleación convencional de metal precioso (oro) con una resistencia de 500 MPa. La resistencia de carga media hasta la fractura, registrada es de 1100 N con un rango de 1046-1167 N. Las características del puente para este estudio fueron: una anchura máxima de 3.05 mm, altura máxima de 3.10 mm y el grosor de la cofia fue de 0.6 mm. (Fig.29). ⁽¹⁸⁾

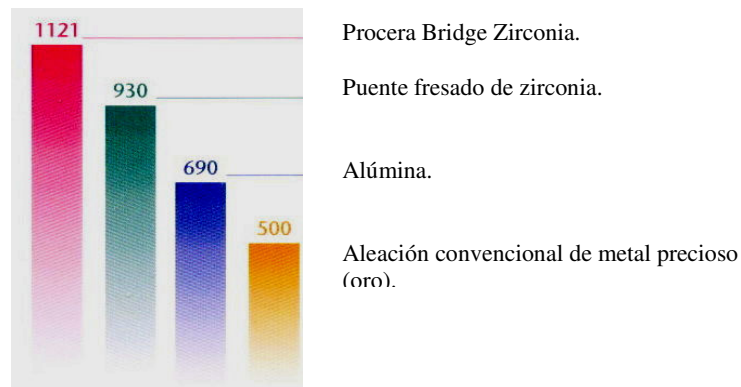


Fig.28. Comparación con otros materiales. ⁽¹⁸⁾

De acuerdo a Mc Lean la fuerza flexural de la porcelana convencional es de 150 MPa siendo inadecuada para restauraciones posteriores, mientras que la cerámica de zirconia ha reportado una fuerza más alta de 600 a 800 MPa que es más indicada para restauraciones posteriores en prótesis de tres unidades. Aunque otro estudio realizado por White, menciona que la resistencia que ofrece una porcelana convencional feldespática registra una ruptura a partir de 77 a 85 MPa, mientras que la zirconia registró de 636 a 786 MPa. Con ello podemos valorar que es altamente superior la zirconia que la convencional. ⁽⁷⁾

En los estudios realizados por Pallis y colaboradores, encontraron que la fuerza de la prótesis depende del tamaño de las grietas y poros microscópicos que se inducen durante la fabricación o el acabado, además de mencionar que el fracaso de las coronas libres de metal se debe a varios factores que se deben tener presentes en la rehabilitación, entre los cuales se encuentran la resistencia de los materiales de la prótesis, geometría, localización y tamaño de defectos en la estructura, a esto se le puede añadir la distancia entre pilares, la preparación de los mismos y el diente a sustituir, pues aun no se ha demostrado que se pueda sustituir un primer molar. ⁽⁹⁾

Por otro lado Kelly menciona que el agente cementante influye en la resistencia de la prodera, pues con cementos a base de resina hay una interfase mínima que con los cementos convencionales, con lo cual no se generan tensiones residuales. ⁽⁴⁾

Tinschert por su parte menciona que cuando una prótesis fija de tres unidades metal porcelana fracasa, es porque sólo la estructura de porcelana es la que sufre alguna fractura, mientras que el metal que la soporta está intacto, además observa que la fractura generalmente se induce a partir de los conectores por su parte gingival. ⁽¹⁰⁾

En cuanto al desgaste que provoca la Procera en los dientes antagonistas y la restauración, los estudios indican es casi nulo, debido a que es un material poco abrasivo, en cambio las restauraciones de metal porcelana, provocan una cierta abrasión debido a la dureza de la porcelana. ⁽¹⁸⁾

III. CONCLUSIONES

Las restauraciones metal porcelana son la mejor opción para el tratamiento de dientes posteriores y en brechas largas. Hasta el momento no se han tenido suficientes datos que puedan indicar lo contrario.

Para considerar la una rehabilitación de un puente de tres unidades con un material estético, debe saberse que aún no existen estudios que comprueben su resistencia, por lo tanto un material con más experiencia clínica como metal porcelana debe tomarse en cuenta.

Cuando se requiera de una prótesis fija en dientes posteriores se deben tomar en cuenta factores que son de gran importancia como son: la elección del material, la geometría de los componentes (para limitar la concentración de tensiones), el diseño de los componentes (para distribuir las tensiones con la mayor uniformidad posible).

De acuerdo a los estudios revisados se menciona que no es posible confiar en los resultados elaborados en el laboratorio debido a que no se cuenta con las verdaderas situaciones clínicas de una restauración colocada en boca.

No hay que descartar el uso de nuevos sistemas para rehabilitaciones bucales, siempre y cuando tengamos un seguimiento clínico de dicho material para poder valorar sus ventajas y sus mejores propiedades.

IV. FUENTES DE INFORMACIÓN

1. Álvarez MA, Peña JM, González IR, Olay MS. Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. RCOE 2003, 8.
2. Pröbster L. El desarrollo de las restauraciones completamente cerámicas. Un compendio histórico (I). Quintessence 1998; 11: 515-519.
3. Craig RG. Materiales de odontología restauradora. 10ª ed. Madrid España: Editorial Harcourt Brace. 1998. Pp. 56-76; 485-497.
4. Kelly JR, Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. J.Prosthet Dent 1999; 81: 652-661.
5. Barceló SFH, Palma CMJ. Materiales dentales. 1ª ed. México D.F: Editorial Trillas, 2003. Pp.17-47.
6. Fischer J, Urs Brâgger. Estética y prótesis. Consideraciones interdisciplinarias. 1ª ed. Alemania: Editorial Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica, C.A., 1999. Pp. 41-111.
7. White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. J.Prosthet Dent. 2005; 94: 125-131.
8. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: on flexural strength and surface structure, Dent mater, 2002; 18: 590-595.

9. Pallis K, Griggs J, Woody R, Guillen G, Miller A. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J.Prosthet Dent.* 2004; 91: 561-567.
10. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Resistencia a la fractura de prótesis parciales fijas de tres unidades fabricadas a base de disilicato de litio, alumina y zirconio; estudio de laboratorio. *Rev. Intern. Prot Estomatol.* 2001; 3: 382-389.
11. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J.Prosthet Dent.* 1996; 76: 140-144.
12. Odén A, Andersson M, Krystek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J.Prosthet Dent.* 1998; 80: 450-455.
13. McLean J. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J.Prosthet Dent.* 2001; 85:61-66.
14. Heffenan M, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. *J.Prosthet Dent.* 2002; 88: 4-9.
15. Webber B, McDonald A, Knowles J. An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *J.Prosthet Dent.* 2003; 89:154-160.
16. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J.Prosthet Dent.* 2004; 91: 356-362.

17. Potiket N, Chiche G, Finger I. In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. J.Prosthet Dent. 2004; 92: 491-495.
18. <http://www.nobelbiocare.com>
19. <http://www.scielo.isclii.esç>
20. <http://www.artesania-dental.com.ar/infraceramica.htm>
21. http://www.schulz-dental.cl/lab_serv_procera.html
22. <http://www.medilegis.com/BancoConocimiento/O/Odontologica-v1n2-materiales/materiales.htm>