



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO



## **FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

PROCERA® ALÚMINA, UNA OPCIÓN RECOMENDABLE EN  
REHABILITACIONES ESTÉTICAS LIBRES DE METAL.

**T E S I N A**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

**CIRUJANO DENTISTA**

**P R E S E N T A:**

**GABRIEL BEJERO GONZÁLEZ**

**TUTORA: MTRA. MARÍA CRISTINA SIFUENTES VALENZUELA**  
**ASESOR: C. D. JUAN ALBERTO SÁMANO MALDONADO**



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



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

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

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

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

## AGRADECIMIENTOS

*A mis padres, Mario Bejero Hernández y Teresa González Hernández, por apoyarme y ser mi fuente de inspiración, realmente estoy muy agradecido con ustedes, por cada regaño, por cada palabra de aliento y por todo el cariño que me dan, los amo. Gracias por estar siempre que los necesité.*

*A mis hermanos, Victor Mario Bejero y Andrea Lorena Bejero, por creer en mí y hacerme notar mis errores, los adoro.*

*A Dayana Noriega, tu apoyo y tu presencia me hacen seguir adelante, Te amo.*

*A la Universidad Nacional Autónoma de México, por abrirme las puertas de la Facultad de Odontología y hacer de mí la persona que soy ahora.*

*A la Maestra María Cristina Sifuentes, por alentarme a ser mejor y por dedicar gran parte de su tiempo para realizar este trabajo.*

*Al C.D. Juan Alberto Sámano, por contribuir con sus conocimientos y consejos.*

*Este trabajo es de todos.*

## ÍNDICE

<b>INTRODUCCIÓN</b>	5
<b>PROPÓSITO</b>	8
<b>OBJETIVOS</b>	8
<b>1. CERÁMICAS DENTALES</b>	9
1.1 Antecedentes históricos.	9
1.2 Definición	11
1.3 Propiedades.	11
<b>2. ALÚMINA</b>	14
2.1 Antecedentes históricos.	14
2.2 Definición.	16
2.3 Propiedades.	17
2.4 Tipos de alúmina y sus aplicaciones.	18

<b>3. SISTEMA PROCERA® ALÚMINA</b>	<b>20</b>
3.1 Generalidades	20
3.2 Composición	21
3.3 Elementos del sistema	22
3.4 Ventajas	24
3.5 Desventajas	28
3.6 Indicaciones	28
3.7 Contraindicaciones	29
<b>4. PROCEDIMIENTOS CLÍNICOS Y DE LABORATORIO</b>	<b>30</b>
4.1 Requerimientos en la preparación dental	30
4.2 Proceso de fabricación	39
4.3 Cementado	45
<b>CONCLUSIONES</b>	<b>48</b>
<b>BIBLIOGRAFÍA.</b>	<b>50</b>

## INTRODUCCIÓN

Con el avance tecnológico y el auge de la odontología estética se ha incrementado la demanda de pacientes que, preocupados por su apariencia dental, solicitan restauraciones cerámicas que puedan ser usadas en la rehabilitación de piezas dentarias anteriores y posteriores.

Es indudable que el empleo de este tipo de restauraciones ha tenido un aumento sustancial, sin embargo, estudios reportados refieren baja resistencia en las cerámicas dentales convencionales y técnicas complejas de manufactura por lo que sus indicaciones han sido limitadas.

La mayoría de las cerámicas se caracterizan por su dureza, susceptibilidad a la fractura y su poca reactividad química, de entre ellas, las porcelanas feldespáticas son las que se han venido usando exitosamente en odontología en combinación con estructuras metálicas, desafortunadamente han demostrado ser muy débiles sin el refuerzo del metal.

El incremento en la demanda de pacientes hacia rehabilitaciones de apariencia natural, han propiciado el desarrollo de diferentes sistemas orientados a alcanzar tal propósito tomando siempre en consideración las propiedades dentales (transparencia, fluorescencia, opalescencia y resistencia) para así, realizar restauraciones totalmente estéticas.

Todas estas exigencias han estimulado grandes avances en el desarrollo de nuevos materiales dentales, buscando siempre que su comportamiento sea similar al del tejido dental, es decir, que sean biocompatibles.

Desde principios de la década de los 90's, muchos investigadores han buscado la cerámica dental con las cualidades necesarias de exactitud, estética, adaptación marginal y resistencia que mejore por mucho sus

propiedades mecánicas, así, se han encontrado que con el uso de la alúmina (óxido de aluminio) como refuerzo en cerámicas convencionales satisfacen la mayoría de estos aspectos eliminando por lo tanto ciertas desventajas (fragilidad y limitación de uso).

En la actualidad se han desarrollado numerosos sistemas restaurativos cerámicos los cuales han incorporado cada vez mayores porcentajes de alúmina dentro de su composición y han mejorado los métodos de fabricación utilizando tecnología avanzada en computación y máquinas de fresado mecánico. Han aumentado las propiedades deseables de las cerámicas en cuanto a estética, resistencia y biocompatibilidad, y son muy semejantes al diente natural. Estos sistemas han demostrado grandes resultados, aunque otros por el fracaso obtenido, han tenido que salir del mercado, como lo es el sistema Cerestore que dejó de ser fabricado por problemas de fracturas en coronas <sup>1</sup>.

Los avances desarrollados con estos materiales han aumentado por mucho las indicaciones y el buen pronóstico del plan de tratamiento dental estético y por lo tanto, disminuido las desventajas en cuanto a resistencia y limitación de uso.

Recientemente uno de estos sistemas, Procera® Alúmina, ha conseguido excelentes resultados, incorpora 99.9% de alúmina en su composición y utiliza un moderno sistema computarizado denominado CAD-CAM que reduce los tiempos de fabricación.

Las características que presentan estas restauraciones (translucidez, opalescencia, transparencia, fluorescencia, así como la resistencia, biocompatibilidad, el sellado, ajuste y adaptación, a demás de la facilidad en las técnicas de cementado) permiten su colocación en cualquier sector de la cavidad bucal.



*Procerá® Alúmina, una opción recomendable  
en rehabilitaciones estéticas libres de metal.*

---

Por todo esto, para el profesional en salud buco-dental es de suma importancia el conocimiento de materiales dentales que ofrezcan los mejores resultados en las rehabilitaciones y permitan satisfacer con ello las necesidades del paciente, obteniendo así tratamientos exitosos funcionales, estéticos y duraderos.



## **PROPÓSITO**

Conocer las propiedades del Sistema Procera® Alúmina, en la confección de restauraciones libres de metal que respalden su elección en el plan de tratamiento de dientes anteriores y posteriores.

## **OBJETIVOS**

- Investigar los antecedentes históricos de las cerámicas como material de uso dental.
- Conocer las propiedades de la alúmina como material innovador.
- Conocer las propiedades del sistema Procera® Alúmina como material restaurador
- Establecer las indicaciones, contraindicaciones, ventajas y desventajas para el uso clínico de Procera® Alúmina.
- Describir los procedimientos clínicos para la elaboración de preparaciones dentarias, y de laboratorio, para la obtención de restauraciones fabricadas con Procera® Alúmina.

# 1. CERÁMICAS DENTALES

## 1.1 ANTECEDENTES HISTÓRICOS

La introducción de las cerámicas para usos dentales se remonta a finales del siglo XVIII <sup>2</sup>, antes de ello se utilizaba el hueso, el marfil, madera, clavos y dientes de cadáveres para la restitución protésica, esos materiales sufren el mismo deterioro y desgaste que los dientes naturales por la acción del medio bucal.

El interés por utilizar la porcelana como material dental surgió al observar que los recipientes de porcelana utilizados para el almacenamiento de sustancias químicas no sufrían cambios de color ni de textura <sup>3</sup>.

Las primeras aplicaciones de las cerámicas para uso dental fueron gracias a la asociación del farmacéutico parisino Alexes Dûchateau, el cirujano dentista Dubois de Chémant y la fábrica de Sevrés en Francia. Al principio se enfrentaron a grandes problemas durante la fabricación de dientes artificiales que fueron superados por Dubois de Chémant al mejorar el proceso, así, en 1789 presentó a la Academie de Sciencies, la pasta mineral con la que elaboraba dientes artificiales, y publicó el artículo “Disertación sobre dientes artificiales” <sup>2</sup>.

A pesar de que los primeros dientes fabricados en porcelana presentaban grandes deficiencias (grado de contracción que sufrían durante el procesado), tenían la ventaja de ser estéticos y estables en el medio bucal; gracias a estas dos características se denominaron “dientes incorruptibles” <sup>4</sup>.

Años más tarde, en 1808, el dentista italiano Giuseppangelo Fonzi, publicó el primer método para producir dientes unitarios con un sistema de retención mediante pernos metálicos. No obstante, la producción industrial de dientes

de porcelana se inició con Claudio Ash. Posteriormente, en 1857 Maynard en Washington había construido con éxito los primeros inlays cerámicos <sup>2, 3, 4</sup>.

La primera corona de porcelana feldespática fue introducida por Land en 1886. Él ideó y patentó un sistema de cocción de dientes de porcelana sobre una hoja de platino; la corona así constituida sería la primera con aspiraciones estéticas aunque solo se utilizó en dientes anteriores ya que era muy frágil. Desde entonces, las coronas de cerámica han sido el foco de interés de pacientes y clínicos debido a su apariencia natural <sup>1, 4</sup>.

Con este propósito, se dio un gran impulso a los sistemas cerámicos adicionados con vidrio, desarrollados tras la presentación de un método de cera perdida para la elaboración de objetos con este material en el año de 1930 por Carder. En éstas “vitrocerámicas” se consiguen cristales en la matriz de vidrio que conducen a un aumento de la solidez estructural <sup>3, 4</sup>.

Años después, en 1958, se produjo el mayor avance hasta ese momento en cuanto a la mejoría de la estética y la transparencia de las coronas totalmente cerámicas cuando Vines y colaboradores desarrollaron un sistema de procesado de las porcelanas al vacío, lo que redujo considerablemente la inclusión de burbujas de aire <sup>2</sup>.

Aún así las coronas cerámicas siempre tuvieron su aplicación dirigida a la restauración de dientes anteriores, dada su fragilidad y su baja resistencia a las tensiones <sup>3</sup>.

## **1.2 DEFINICIÓN**

Se consideran materiales cerámicos aquellos productos de naturaleza inorgánica, formados mayoritariamente por elementos no metálicos, que se obtienen por la acción del calor y cuya estructura final es parcial o totalmente cristalina <sup>3</sup>.

La cerámica es uno de los primeros materiales producidos artificialmente por el hombre (23.000 a.C) caracterizándose por su estabilidad físico-química que mantiene a través del tiempo. La porcelana de nuestro interés es de un tipo específico, más dura, translúcida y de amplio rubro para diversas utilidades. En odontología han sido utilizadas desde hace mucho tiempo debido a sus propiedades ópticas, su biocompatibilidad, estabilidad de color y baja conductividad térmica <sup>1,3</sup>.

### **1.3 PROPIEDADES**

La microestructura de la cerámica tiene una gran importancia clínica, ya que el comportamiento estético y mecánico de un sistema depende directamente de su composición <sup>3</sup>.

La gran mayoría de las cerámicas dentales tienen una estructura mixta, es decir, son materiales formados por una matriz vítrea en la que se encuentran inmersas partículas de minerales cristalizados. La fase vítrea es la responsable de la estética de la porcelana, mientras que la fase cristalina es la responsable de la resistencia <sup>3</sup>.

La cerámica dental se originó de la porcelana tradicional (vajilla blanca) y contiene tres componentes: arcilla o caolín ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{SiO}_2$ ,  $2\text{H}_2\text{O}$  - silicato de aluminio hidratado), feldespato ( $\text{K}_2\text{O}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $6\text{SiO}_2$  – silicoaluminato de potasio) y cuarzo ( $\text{SiO}_2$  – dióxido de silicio) <sup>4</sup>.

El feldespato, al descomponerse en vidrio, provee la característica de translucidez a la porcelana, el cuarzo constituye la fase cristalina y el caolín le confiere plasticidad y facilita el manejo de la cerámica cuando todavía no esta cocida <sup>3</sup>.

El feldespato es un mineral generalmente blanco con acabado vidrioso, propiedad que la hace útil en la fabricación de cerámicos (ya que al ser calentado forma vidrio) al proveer el terminado brillante a la porcelana. También se emplea para reducir los tiempos de fusión del cuarzo y el caolín. Tiene una densidad de  $2.6\text{g/cm}^3$  y una dureza de 6 - 6.5 en la escala de Mohs<sup>3</sup>.

El cuarzo es un mineral altamente resistente, lo que le ha permitido ser utilizado no solo en la fabricación de la porcelana, si no también en aparatos eléctricos, abrasivos, en decoración y como piedra en la industria constructora. A las porcelanas les confiere una reducción en la viscosidad y aumenta la fusibilidad de la mezcla. Su densidad es de  $2.65\text{g/cm}^3$  y la dureza es de 7 en la escala de Mohs<sup>3</sup>.

El caolín es un material ligero, no reactivo y por lo tanto no tóxico, es refractario, tiene una densidad de  $2.6\text{g/cm}^3$  y una dureza de 2 - 2.5 en la escala de Mohs, sus propiedades físicas lo hacen uno de los materiales mas empleados en la industria del papel, plástico, caucho y pinturas.

Este elemento es el que provee la coloración blanca a la porcelana y le aporta estabilidad a altas temperaturas<sup>3</sup>.

Las cerámicas dentales actuales son esencialmente cristales feldespáticos con adición de óxidos ( $\text{B}_2\text{O}_3$  - óxido de boro,  $\text{K}_2\text{O}$  - óxido de potasio,  $\text{Na}_2\text{O}$  - óxido de sodio y  $\text{CaO}$  - óxido de calcio) para disminuir la temperatura de cocción y facilitar su adhesión al metal. Además contienen otros óxidos metálicos como  $\text{Fe}_2\text{O}_3$  - óxido férrico y  $\text{TiO}_3$  - óxido de titanio que aportan características de color y opacidad<sup>2</sup>.

## 2. ALÚMINA

### 2.1 ANTECEDENTES HISTÓRICOS

Debido a la propiedad de resistencia que la alúmina brinda a la porcelana, durante la década de los 60's las cerámicas comenzaron a ser reforzadas con este material para mejorar esta característica <sup>5</sup>.

El Dr. John McLean reportó que con la adición de más del 50% de óxido de aluminio en la composición de las porcelanas feldespáticas incrementarían considerablemente su fuerza <sup>6</sup>. Tan es así, que en 1965, desarrolla conjuntamente con Hugues una técnica para el refuerzo de porcelanas feldespáticas con alúmina posibilitando mayor utilización de este tipo de material, constituyéndose así en una de las aportaciones más sobresalientes de los años 60's <sup>1</sup>.

Lo novedoso de la técnica es que al colocar sobre un núcleo de óxido de aluminio porcelanas feldespáticas y reduciendo la proporción de cuarzo se mejoran notablemente las propiedades de las coronas cerámicas puras. Sin embargo, cuando la proporción de alúmina supera el 50% se produce un aumento significativo de la opacidad provocando en la porcelana una reducción importante de la translucidez, lo cual es necesario controlar. Por tal motivo, a las cerámicas de alto contenido en óxido de aluminio es necesario recubrir las con porcelanas de menor cantidad de alúmina para lograr un buen mimetismo con el diente natural aumentando su translucidez <sup>3, 6, 14</sup>.

Basados en este principio de confección varios sistemas fueron desarrollados <sup>1, 7</sup>.

Con la introducción del sistema Cerestore en 1983, las indicaciones para coronas cerámicas cambiaron, este sistema de alta resistencia y libre de contracción durante el procesado permitió realizar coronas de más alta

resistencia para los sectores posteriores. La técnica Cerestore utilizaba un casquete cerámico que contenía el 60% de alúmina. No obstante, el proceso en el laboratorio era bastante complejo y después de innumerables problemas el fabricante abandonó el sistema <sup>1, 3, 4</sup>.

Posteriormente, surgió el sistema HiCeram, que contenía el mismo porcentaje de alúmina y requería de un proceso de laboratorio menos complejo, lo que tornaba el producto más accesible. A pesar de eso, HiCeram no se mostró satisfactorio para su uso en dientes posteriores y fue entonces, sustituido por el sistema In Ceram en 1990. El sistema de coronas cerámicas In Ceram está basado en un núcleo de óxido de aluminio presinterizado e infiltrado con vidrio que contiene cerca del 70% de alúmina <sup>3, 5</sup>.

En 1993, se da un gran paso con el desarrollo del sistema ProCera® Alúmina, que comienza con la producción industrial de coronas totalmente cerámicas personalizadas con alta resistencia <sup>1</sup>. Estas restauraciones constan de un núcleo de alúmina densamente sinterizada (99,9% de alúmina) recubierta por una cerámica compatible convencional que incrementa su translucidez. Sus cofias se fabrican mediante un proceso industrial de prensado y desgaste en frío y sinterización final a 1550° C. Con esta técnica, el material se compacta hasta su densidad teórica, adquiriendo una microestructura completamente cristalina <sup>1, 3</sup>.

La introducción de estos sistemas de elevada resistencia, ha posibilitado que las indicaciones se puedan ampliar para 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 <sup>3, 13, 15</sup>.

## 2.2 DEFINICIÓN

La alúmina u óxido de aluminio ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), también conocido por su nombre mineralógico: corindón es un material cerámico que se presenta en la naturaleza en diferentes variedades. Ciertas piedras preciosas como el rubí y el zafiro son formas de alúmina coloreadas por indicios de óxidos de metales pesados.

Este material se encuentra sobre todo en piedra caliza y en aluvión de piedra preciosa. Algunos de los yacimientos de donde se obtiene se encuentran en Birmania, Sri Lanka y Tailandia.

Su buena compatibilidad fisiológica ha permitido su empleo tanto en implantes en medicina, como prótesis dentales.

*Fig. 1 Corindón Natural.*



## 2.3 PROPIEDADES

Los cristales de óxido de aluminio son normalmente hexagonales y de tamaño diminuto; a temperatura ambiente son insolubles a todos los reactivos químicos comunes.

En cuanto a sus propiedades físicas encontramos que tiene una densidad de  $3.9 \text{ g/cm}^3$ , no absorbe agua, ni es poroso. Posee una dureza de 2,100



kgf/mm<sup>2</sup>, una resistencia a la compresión de 2,200 a 2,600 Mpa y a la flexión 687 Mpa. Su punto de fusión se sitúa a 2,054° C, la estabilidad química ante los ácidos y álcalis es muy buena, ya que no sufre cambios significativos a través del tiempo <sup>15</sup>.

Posee una dureza de nueve según la escala de Mohs ubicándose como el mineral más duro después del diamante <sup>15</sup>.

*Fig. 2 Escala de Mohs.*

DUREZA	MINERAL
10	Diamante
9	Corindón
8	Topacio
7	Cuarzo
6	Feldespatos
5	Apatito
4	Fluorita
3	Calcio
2	Yeso
1	Talco

## 2.4 TIPOS DE ALÚMINA Y SUS APLICACIONES

Existen diversos tipos de alúmina con amplio campo de aplicación tanto en la medicina como en otro tipo de industrias, de todas ellas solo la alfa alúmina es de nuestro interés, ya que es el elemento principal para la fabricación de prótesis dentales.

Entre los tipos principales de alúmina que comúnmente se encuentran disponibles se destacan:

- Alúmina activada: Es una alúmina de forma porosa y adsorbente que tiene la propiedad de desecación. Es un material con buenas propiedades de absorción. Los tipos muy absorbentes se emplean en reacciones de deshidratación, cracking (descomposición pirogenada), isomerización, deshidrogenación, desfluoración y desulfuración.

- Alúmina tabular: La alúmina tabular es una variedad porosa de gran estabilidad, tiene un punto de fusión relativamente alto, poca contracción e inercia química, por lo que se recomienda como material refractario para altas temperaturas. Tiene mucha aplicación en la fabricación de ladrillos de alta calidad y para hornos de fusión de metales, tanques de vidrio, boquillas de quemadores y usos similares en rudas condiciones de servicio.

- Alúmina hidratada: Se usa para producir compuestos de aluminio, así como para la fabricación de vidrio, esmaltes vítreos, esmaltes de cerámica, artículos de cerámica y vidriados para porcelana. Añadiendo este hidrato al vidrio, aumenta la resistencia mecánica de ésta y su resistencia al choque térmico, además de hacerlo más resistente a los agentes atmosféricos y al ataque de líquidos muy ácidos o alcalinos.

- Alfa Alúmina: La Alfa Alúmina se usa principalmente para la obtención de aluminio metálico. La bauxita es un mineral que contiene gran proporción de este compuesto que puede refinarse económicamente. Esta variedad de alúmina tiene multitud de aplicaciones en la industria y se puede producir en diversas calidades de acuerdo a las necesidades. Uno de los caracteres notables de la Alfa Alúmina es su dureza, nueve en la escala de Mohs.

Entre otras aplicaciones se destacan su empleo en el tratamiento de aceros especiales, como fundente en la fusión de aceros, como componente de vidrios de poca dilatación térmica y de vidriados para porcelana, así como materia prima para la fabricación de porcelanas dentales.

### **3. SISTEMA PROCERA® ALÚMINA**

#### **3.1 GENERALIDADES**

Desde que se introdujo la primera corona de porcelana en el año de 1886, las coronas cerámicas han sido el foco de interés debido a su apariencia natural, no obstante, siempre tuvieron su aplicación dirigida a la restauración de dientes anteriores dada su fragilidad y su baja resistencia a las tensiones. Desde entonces, hasta 1965 en que McLean y Hugues reforzaron las porcelanas feldespáticas con alúmina, fue que se comenzaron a desarrollar nuevos sistemas basados en la confección de estructuras de porcelana con cada vez mayor cantidad de alúmina <sup>1, 6, 7, 8, 9</sup>.

Así, y después de muchos intentos surge el Sistema Procera®, el cual realiza restauraciones con tres materiales diferentes (Procera® Alúmina, Procera® Zirconio y Procera® Titanio) con el uso de un mismo escáner, de los cuales solo la alúmina es la que tomaremos en consideración, ya que el campo de aplicación del titanio y el zirconio va dirigido únicamente a implantes. El Sistema Procera® Alúmina utiliza el mayor porcentaje de óxido de aluminio conocido a comparación de otros sistemas que solo incorporan el 70% de este material <sup>6</sup>. Este sistema fue inicialmente desarrollado por el Dr. Matts Anderson en la Universidad de Umea en 1981 y por esfuerzo cooperativo de las empresas Nobel Biocare y Sandvik Hard Materials, se introdujo en 1991 al mercado odontológico en Stockoholm, Suecia <sup>1, 6, 7</sup>.

Este sistema emplea la tecnología CAD-CAM que nos permite confeccionar restauraciones cerámicas a partir de bloques fabricados de óxido de aluminio a presión que son tallados en frío, logrando una dureza superior a todas las cerámicas dentales exceptuando al zirconio <sup>3</sup>, como se muestra en la siguiente figura.

*Fig. 3 Resistencia de los distintos sistemas cerámicos.*

IPS Empress	133 Mpa
In-Ceram	352 Mpa
Procera All-Ceram	687 Mpa
Zirconio	1.200 Mpa

### 3.2 COMPOSICIÓN.

La corona de Procera® Alúmina está constituida de una cofia de óxido de aluminio, densamente sinterizada, que posteriormente recibe una cobertura con una porcelana de baja fusión desarrollada especialmente para el proceso de terminado, cuya función es conferir translucidez y estética, <sup>5, 10</sup>.

La cantidad de alúmina que presenta (99,9%) y la temperatura de fusión de 2050°C en su fabricación le confieren una elevada resistencia entre las coronas totalmente cerámicas utilizadas en odontología, con cerca de 687 Mpa de resistencia a la flexión, proporcionando resultados clínicos positivos en la reposición de dientes anteriores y posteriores <sup>1, 6, 10, 11</sup>.

*Fig. 4 Corte sagital de una corona con núcleo aluminoso.*



### 3.3 ELEMENTOS DEL SISTEMA.

El Sistema Procera® Alúmina consiste en una estación de diseño asistido por computadora en el laboratorio dental, mismo que se encuentra en comunicación vía módem con la fábrica donde la cofia es producida <sup>12</sup>.

Los dispositivos básicos para el funcionamiento del sistema consisten en un scanner, una computadora personal, monitor a color, módem, software Procera® y una unidad fresadora para el tallado y modelado de la cerámica con fresas diamantadas.

*Fig. 5 Unidad Fresadora.*



La configuración básica del ordenador para el funcionamiento del escáner Procera® lo constituyen:

- Un CPU con procesador Pentium 3 a 700 Mhz como mínimo.
- Memoria RAM de 512 Mb.
- Tarjeta de video GeForce2 MX de 32Mb.
- Sistema operativo Windows XP.
- Disco Duro de 20Gb como mínimo.
- Monitor de 17 pulgadas CRT o un LCD de 15 pulgadas.
- Una conexión a Internet, y
- El escáner Procera® que deberá estar instalado en un puerto USB <sup>1</sup>.

*Fig. 6 Tipos de Escáner.*

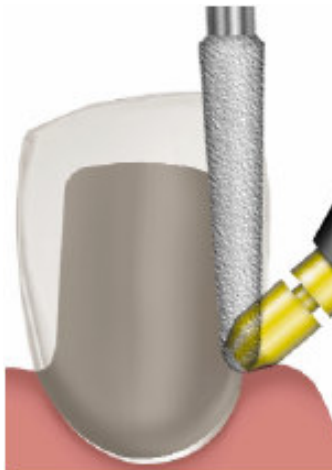


## ESCÁNER PROCERA® PICCOLO

## ESCÁNER PROCERA® FORTE

La tecnología CAD-CAM que utiliza el sistema Procera®, se refiere a (CAD) Computer Assisted Design y (CAM) Computer Assisted Machine. El principio básico de este sistema consiste en la lectura de un troquel de yeso o matriz de encerado con la utilización de un escáner de contacto de punta de carburo con un diámetro de 2.5 mm, tamaño necesario para facilitar el contacto en toda la superficie del troquel y permitir la exactitud en la lectura de datos.<sup>1, 7, 9</sup>

*Fig. 7 Punta de carburo para lectura del escáner.*



### 3.4 VENTAJAS

El sistema Procera® Alúmina es muy prometedor y ofrece múltiples ventajas. La cofia de alúmina es de gran dureza, con buen pronóstico a largo plazo, tiene muy buena tolerancia gingival y elevada biocompatibilidad, además de proveer un ajuste marginal excelente<sup>10, 11</sup>.

El sistema CAD-CAM asume las tareas rutinarias del técnico, minimizando el tiempo de fabricación, además permite almacenar la información en el ordenador y reutilizar los datos registrados de cada caso<sup>10, 12</sup>.

La cofia, aunque es bastante densa y no es transparente permite el paso de luz, su translucidez es suficiente para no permitir que las decoloraciones o pigmentaciones no deseadas de la dentina subyacente sean observadas clínicamente<sup>5</sup>. Oden y Razzog, al estudiar la translucidez del material, concluyeron que el uso de un opacador para enmascarar las tinciones prevalentes no es en lo absoluto necesario en cualquiera de sus espesores que son de 0.4 y 0.6 mm<sup>11</sup>.

La estabilidad de color es otro aspecto a destacar. Attanasi y colaboradores evaluaron esta característica, sometiendo veinte discos de alúmina sinterizada a 1200 horas dentro de un aparato acelerador de tiempo o envejecimiento acelerado (300 horas equivalen a un año de uso de un disco en la cavidad bucal), no encontrando cambios clínicos de color significativos al comparar el registro inicial con el registro final<sup>5, 10</sup>.

Es muy importante también, considerar el comportamiento del material restaurador con respecto al antagonista, especialmente cuando ocluye con un diente natural. Dentro de éste criterio, el oro siempre se ha considerado como un material inocuo para el esmalte sano opuesto, sin embargo tiene la desventaja de no ser estético, en contraposición a las porcelanas

convencionales que si presentan esta ventaja, no obstante, su dureza y textura han demostrado ser extremadamente abrasivas <sup>3, 5, 12</sup>.

Ante tal característica es importante tomar en cuenta en la elección del material restaurador características como la estética pero que sean también lo menos abrasivos para el esmalte opuesto. Hacker y colaboradores estudiaron el comportamiento de tres materiales restaurativos (oro, cerámica Procera® y porcelana convencional) fabricados en forma de discos frente al esmalte natural, realizando desgastes en dientes humanos con carga constante a diez mil ciclos de rotación. Los resultados obtenidos que se muestran en la siguiente figura demostraron la capacidad abrasiva de todos los materiales estudiados incluido el esmalte <sup>3, 5, 12</sup>.

**Fig. 8 Tabla comparativa de desgaste.**

<b>Material de prueba</b>	<b>Desgaste promedio del esmalte</b>	<b>Desgaste promedio del material</b>
<b>Oro Olympia</b>	<b>9.0 μm</b>	<b>0.32 μm</b>
<b>Porc. All-Ceram</b>	<b>60 μm</b>	<b>4.3 μm</b>
<b>Porc. Ceramco</b>	<b>230 μm</b>	<b>3.7 μm</b>

Los resultados obtenidos demuestran un desgaste recíproco favorable que hace aún mas alentador el uso de Procera® Alúmina como material restaurador.

En referencia al ajuste marginal, McLean y Von Fraunhofer establecieron que un desajuste menor o igual a 120 μm es clínicamente aceptable para coronas totales. En la actualidad los avances en las técnicas de fabricación y el manejo de materiales dentales han demostrado que un desajuste menor de 100 μm es considerado clínicamente tolerable <sup>5, 11, 13</sup>.



Con base a lo anterior, en el año de 1996 May y colaboradores estudiaron el desajuste marginal y la adaptación interna de coronas Procera® Alúmina realizadas en molares y premolares. El método seleccionado para medir la precisión de ajuste entre las coronas y troqueles fue la Videografía Láser. Las magnitudes de desajuste oscilaron entre 55 a 70  $\mu\text{m}$  para molares y de 48 a 63  $\mu\text{m}$  para premolares. Esto demuestra la confiabilidad en el grado de ajuste marginal, siempre por debajo de los 100  $\mu\text{m}$  <sup>13, 14, 15</sup>.

Anderson y colaboradores evaluaron la exactitud del sistema de fresado mecánico y electroerosión que utiliza este sistema en la creación de coronas unitarias. Para este estudio, ciertas estructuras con dimensiones previamente establecidas fueron escaneadas, las mediciones obtenidas en los archivos CAD fueron comparadas con los datos ya conocidos, identificando discrepancias promedio de manufacturación mediante el fresado de entre 3.4 y 6.5  $\mu\text{m}$  <sup>6, 11, 13, 14, 15</sup>.

En otro estudio similar Persson y colaboradores evaluaron la exactitud del instrumento digitalizador en la captación y transferencia de información hacia el ordenador desde un cuerpo de forma y dimensiones conocidas. Los datos registrados fueron comparados con los almacenados después de haber escaneado dichos cuerpos para determinar la exactitud de digitalización. Las diferencias de transferencia de la forma, aunados a los errores de fresado mecánico, electroerosión y sinterizado fueron de 10  $\mu\text{m}$  <sup>6, 11, 12, 13, 14, 15</sup>.

La alta temperatura de fusión de la alúmina (2050 °C) garantiza que la adaptación bajo el troquel sea mantenida durante los procedimientos de quema de la porcelana de cobertura <sup>10</sup>.

***Fig. 9 Videografía que muestra el sellado de la corona Procera® Alúmina.***



Estos resultados confirman la gran exactitud del procedimiento CAD-CAM aplicado en la elaboración industrializada de restauraciones protésicas propuesto por Procera® Alúmina.<sup>10, 11, 12</sup>

Otra ventaja importante del sistema es el contraste radiográfico del material que es semejante al de la dentina, facilitando el diagnóstico de alteraciones en la estructura dentaria que soporta este material<sup>1, 13, 14</sup>.

### **3.5 DESVENTAJAS**

Las únicas desventajas encontradas hasta el momento, son el desconocimiento del sistema por parte del odontólogo, los costos que representa y la poca capacidad de adhesión al cementar estas restauraciones con sistemas adhesivos. El precio promedio de una rehabilitación (corona unitaria) con este material oscila entre \$1500 y \$3000 no siendo accesible a todos los sectores de la población mexicana. Aunque el precio parezca alto, en comparación con otros sistemas fabricados con características semejantes con núcleo de zirconio este sistema resulta más “económico”.

### **3.6 INDICACIONES**

El excelente ajuste y la alta resistencia reportados por diferentes autores, respalda el uso de este tipo de restauraciones en cualquier segmento de los arcos dentales, pudiendo fabricar además de coronas, carillas laminadas con buen pronóstico a largo plazo<sup>13</sup>.

Sin embargo, es conveniente tener en cuenta todas las precauciones recomendadas para la colocación de carillas y coronas totalmente cerámicas, como cargas oclusales excesivas, eliminación o control de parafunciones, así como respetar contactos simultáneos y distribución simétrica de contacto en las arcadas <sup>13</sup>.

Asimismo, es importante tener en cuenta las indicaciones en la rehabilitación dental con coronas unitarias, como: fractura coronaria, caries extensa, decoloración dental, malformación del órgano dentario y coronas sobre muñón metálico <sup>13, 14</sup>.

Por las características que presenta la alúmina sinterizada, está indicada para rehabilitaciones con coronas, carillas laminadas, prótesis parciales fijas de hasta tres elementos y pilares protésicos individualizados sobre implantes <sup>10,12, 15</sup>.

### **3.7 CONTRAINDICACIONES**

La reconstrucción con este sistema está contraindicada en los siguientes casos al igual que para rehabilitaciones de metal-porcelana:

- Dientes con coronas clínicas cortas.
- Falta de soporte de la preparación dental a la porcelana.
- Recesión gingival.
- Bruxismo
- Relación corona - raíz inadecuada (mínima proporción 1:1), y
- Fractura o caries radicular

## 4. PROCEDIMIENTOS CLÍNICOS Y DE LABORATORIO

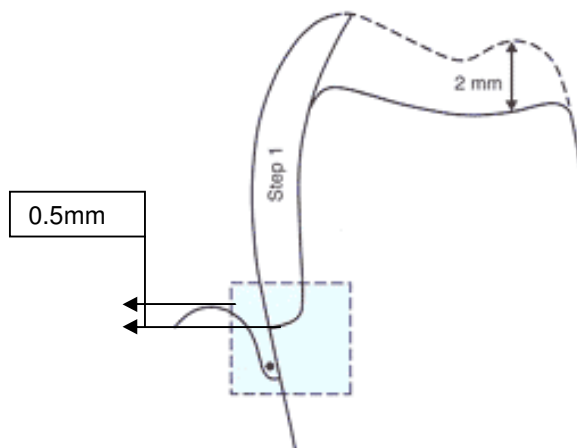
### 4.1 REQUERIMIENTOS EN LA PREPARACIÓN DENTAL

La preparación del diente debe ser realizada de forma convencional por el odontólogo<sup>10</sup> teniendo en cuenta las siguientes recomendaciones:

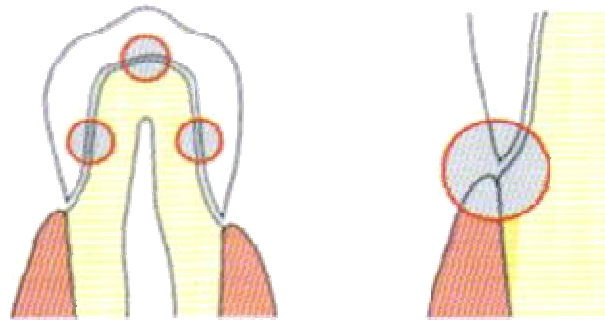
Antes de iniciar el trabajo clínico es necesario tomar el color para la restauración final y después realizar la preparación del pilar con terminación de bisel o chamfer, con contornos finos, redondeados y eliminando los ángulos agudos, lo que permitirá una óptima adaptación marginal<sup>1</sup>.

La ubicación recomendada para la línea de terminación es de 0.5 mm por debajo de la encía libre, e incluso, por las propiedades estéticas del material, es posible ubicar esta línea ligeramente más superficial (yuxtagingival). Con esto se facilita la obtención de la impresión final, sin o con un mínimo trauma para el tejido periodontal, reduciendo así el riesgo de recesiones gingivales<sup>10, 16, 17, 18</sup>.

*Fig. 10 Terminación a 0.5mm debajo de la encía libre.*

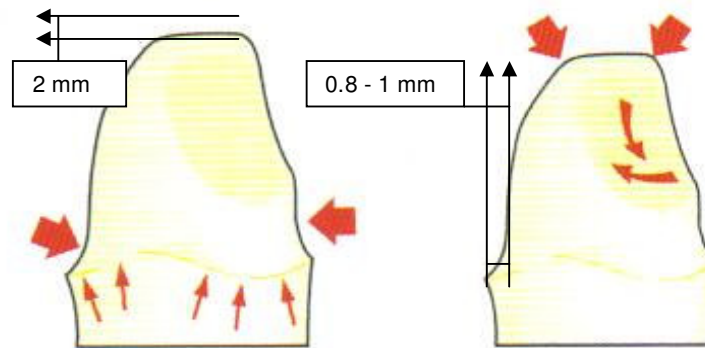


*Fig. 11 Terminación yuxtagingival.*



El ángulo de terminación interno debe ser redondeado con una profundidad de 0.8 a 1mm, así como todos los bordes de transición entre las diferentes superficies del diente omitiendo aristas filosas <sup>1, 12, 11, 18, 19</sup>.

**Fig. 12 Bordes de todas las superficies redondeados.**



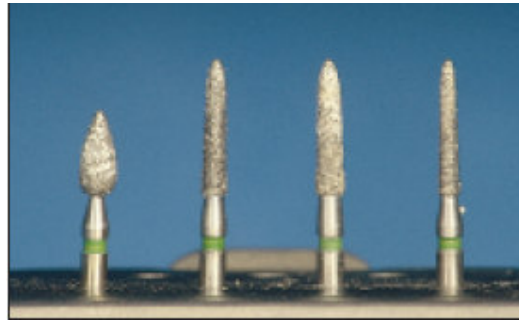
En dientes posteriores se debe crear un espacio interoclusal de por lo menos 2mm para el material del núcleo y la porcelana de terminación, asimismo, se debe efectuar un ligero desgaste anatómico oclusal <sup>11, 16, 17, 18, 19</sup>.

**Fig. 13 Desgaste oclusal ligero y espacio interoclusal.**



Para poder lograr una preparación óptima de la pieza dentaria es recomendable emplear las siguientes fresas de diamante, las cuales permiten la eficiencia en el trabajo y la realización confiable de la preparación <sup>1, 5, 17, 18, 19</sup>.

**Fig. 14 Kit de fresas para preparaciones Procera® Alúmina.**



	<b>A</b>	<b>B</b>	<b>C</b>	<b>D</b>
<b>A.</b>	Contour Ø 2.3mm	Longitud 5mm	No. 6368-023	
<b>B.</b>	Chamfer Ø 1.6mm	Longitud 8mm	No. 6878K-016	
<b>C.</b>	Chamfer Ø 1.8mm	Longitud 8mm	No. 6878K-018	
<b>D.</b>	Chamfer Ø 1.4mm	Longitud 8mm	No. 6878K-014	

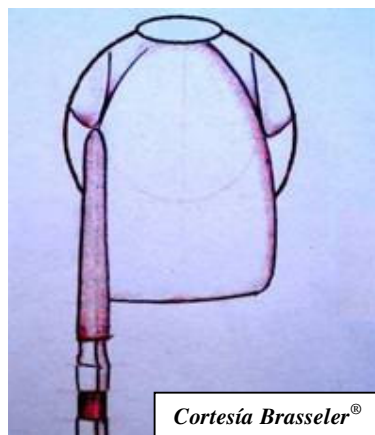
Nobel Biocare sugiere el uso de las fresas “Chamfer” de diamante (1.4mm, 1.6mm y 1.8mm de Ø-diámetro) para la terminación gingival y el desgaste de las caras libres del diente según la pieza de la cual se trate, en tanto que la fresa “Contour” esta recomendada para el desgaste de la superficie lingual o palatina y la superficie oclusal de los dientes posteriores <sup>1, 11</sup>.

**Fig. 15 Forma de uso del Kit Procera®.**



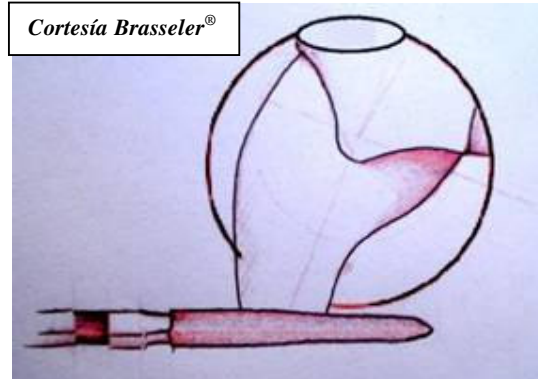
La empresa fabricante del kit de fresas para preparaciones Procera® Alúmina sugiere el siguiente procedimiento: para la preparación de dientes anteriores, es indispensable en primer lugar, separar el punto de contacto con la fresa Chamfer Ø 1.4mm, los desgastes realizados en mesial y distal establecerán la profundidad y forma de la terminación<sup>19</sup>.

**Fig. 16 Eliminación del contacto interproximal.**



Posteriormente se reduce la superficie incisal aproximadamente 2mm con la misma fresa o con la Chamfer Ø 1.6mm<sup>19</sup>.

**Fig. 17 Reducción incisal.**



Como tercer paso se hacen tres desgastes guía con una profundidad de 0.8 a 1.5mm por vestibular empleando las fresas Chamfer Ø 1.4 o 1.6mm, procurando remover todo el esmalte para establecer la reducción vestibular y para una terminación moderada en el margen gingival<sup>19</sup>.

**Fig. 18 Desgastes guía.**

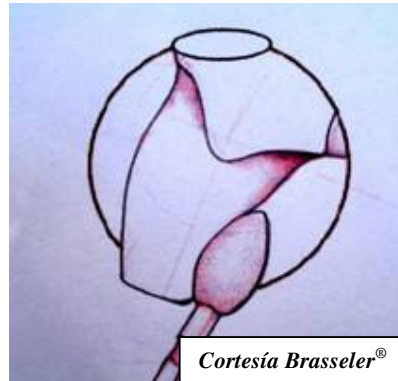


Para desgastar la superficie lingual o palatina desde el borde incisal hasta la superficie más prominente del área del cíngulo, se recomienda la fresa Contour Ø 2.3mm, con la que se debe lograr una profundidad de 0.8 a 1.5mm

<sup>19</sup>.

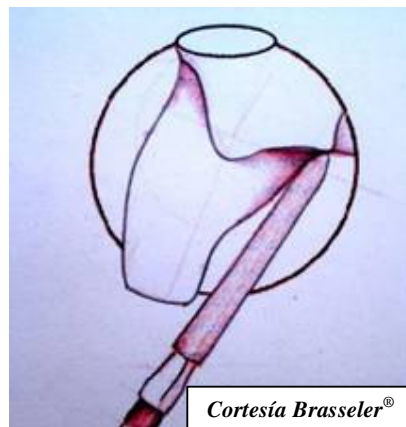


**Fig. 19** *Desgaste de la superficie lingual.*



Por último, para reducir el área del cingulo, definir la terminación, así como para llevar a cabo un desgaste moderado y extendido un poco por debajo del margen gingival libre dejando ángulos redondeados se emplean las fresas Chamfer Ø 1.4 o 1.6mm<sup>19</sup>.

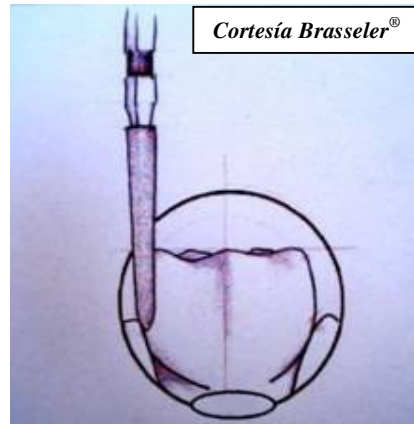
**Fig. 20** *Reducción del cingulo y definición de la terminación.*



Para la confección de una carilla laminada, la preparación deberá tener una reducción axial de 0.5 a 0.7mm y una reducción incisal de 2 a 3mm; no debe extenderse o sobrepasar los puntos de contacto más de 1mm y debe presentar margen en bisel, ángulos redondeados y superficie lisa<sup>11, 19</sup>.

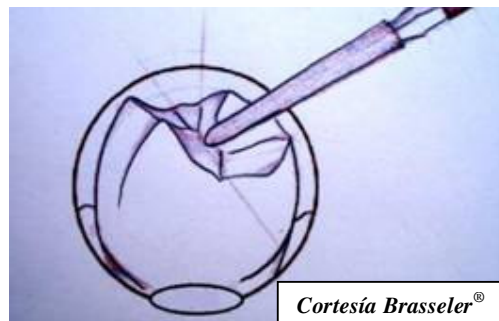
En la preparación de dientes del sector posterior el punto de contacto se desgasta con la fresa Chamfer de  $\text{Ø}$  1.4mm, los cortes realizados en mesial y distal establecerán la profundidad y forma de la terminación <sup>19</sup>.

**Fig. 21 Eliminación del contacto interproximal.**



La reducción de la superficie oclusal deberá efectuarse respetando la anatomía (ligeramente marcada), tratando de evitar una reducción muy profunda en el surco central de desarrollo. Este tallado es de aproximadamente 2mm y se hará con las fresas Chamfer de  $\text{Ø}$  1.6 o 2.1mm <sup>19</sup>.

**Fig. 22 Desgaste oclusal.**



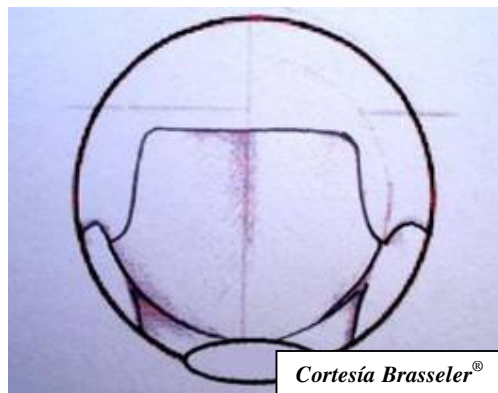
Posteriormente se continúa con el mismo procedimiento aplicado en dientes anteriores, con la misma fresa e igual profundidad, tres surcos guía en la pared vestibular, remoción del esmalte y la terminación en la zona gingival <sup>19</sup>.

**Fig. 23 Surcos guía.**



Es importante mantener el paralelismo de la pared axial en toda la superficie y realizar cuidadosamente el mismo procedimiento por la superficie lingual o palatina, esto permitirá definir la terminación en todo el contorno. Estos cortes se recomienda realizarse con la fresa Chamfer de  $\text{Ø}$  1.4 o 1.6mm, así como efectuar una mínima extensión por debajo del margen gingival libre dejando ángulos redondeados al igual que en dientes anteriores, ya ello facilita el escaneado correcto <sup>19</sup>.

*Fig. 24 Terminación definida en todo su contorno.*



Concluida la preparación, se toma de impresión para la obtención de los modelos de trabajo. Es conveniente el empleo de silicona por adición monofásica de todo el arco dentario, es decir, llevar el material pesado y el ligero al mismo tiempo. Este tipo de material de impresión tiene propiedades de expansión y contracción mínimas, óptima definición de detalles y la posibilidad de utilizarla más de una vez en caso de ocurrir errores durante su vaciado en yeso, por esto es ideal para obtener el negativo de las

preparaciones. Una vez obtenida, la línea de terminación debe observarse clara, precisa y libre de burbujas en el área de las preparaciones <sup>8</sup>.

*Fig. 25 Impresión con material de adición de polivinil siloxano.*



El yeso indicado para el vaciado de la impresión es el tipo IV o V, el cual una vez fraguado deberá reproducir bien los detalles, tener superficie lisa, poseer alta resistencia a la abrasión, y no presentar problema de expansión importante <sup>8</sup>.

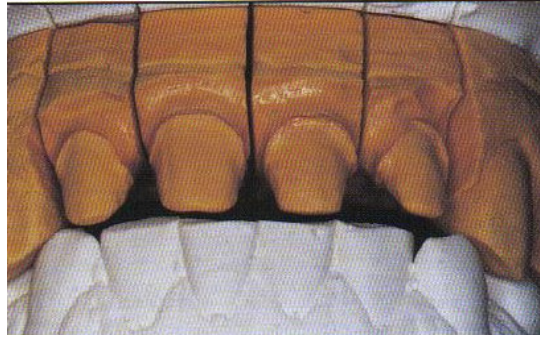
#### **4.2 PROCESO DE FABRICACIÓN.**

El odontólogo es el encargado de la toma de impresión del diente preparado y el vaciado del modelo con yeso tipo IV o V <sup>1</sup>, mientras que el laboratorio fabrica el dado de trabajo y lo prepara para ser escaneado <sup>5, 11</sup>.

El modelo de trabajo debe cumplir con los siguientes requisitos:

- Tener suficiente material en la base del modelo para lograr estabilidad
- Ser de fácil montaje al articulador, y
- En caso de ser mas de una preparación, los dados de trabajo deben presentar cortes paralelos en su base a fin de permitir su colocación correcta en el escáner <sup>8</sup>.

**Fig. 26 Aspecto adecuado de los dados de trabajo.**



Una vez logrado lo anterior, la terminación de la preparación del o los dados de trabajo, se deben delimitar bajo la línea cervical, desgastando su contorno y formando una concavidad de 0.5mm de profundidad y de 1.5mm a 2.0mm de altura, con el objetivo de destacar la terminación cervical de la preparación 1, 10.

**Fig. 27 Desgaste para definir la terminación del dado de trabajo.**



El troquel debe ser posicionado y alineado en la base del soporte del escáner. La punta del escáner se coloca abajo del punto inmediatamente inferior del término de la preparación, lugar en donde se inicia la lectura. El escáner comienza el proceso rotando en forma de espiral y registrando 360 puntos en cada vuelta, dejando un espacio de 0.2mm en cada rotación.

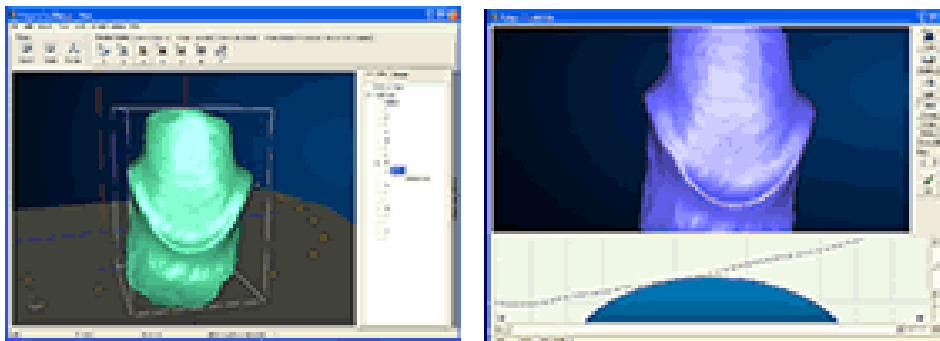
Este procedimiento consume cerca de cinco minutos y en promedio, se obtiene un registro de 30 mil puntos <sup>1, 10, 11, 12</sup>.

*Fig. 28 Troquel en posición correcta en el escáner.*



La imagen generada es transferida del escáner a un ordenador que tiene el programa en tercera dimensión, siendo éste el responsable de marcar los 360 puntos más destacados en todo el límite. Después, el operador podrá hacer cualquier ajuste que sea necesario, pudiendo aumentar la imagen de la terminación de la preparación más de 100 veces, como si estuviera trabajando con un microscopio <sup>1, 10, 11, 12</sup>.

*Fig. 29 Imagen del ordenador antes de diseñarse la cofia.*



*Fig. 30 Imagen digital de la cofia.*



En seguida, en el laboratorio se llena un formato con los datos del paciente y se envía vía Internet a una de las fábricas Procera® 1, 5, 10.

La información digital recibida en la unidad de producción, es analizada en un ordenador y se fabrican dos troqueles, uno en grafito refractario 23% mayor en tamaño, cuya función es compensar la contracción después de la sinterización y el otro en PVC 1, 5, 10.

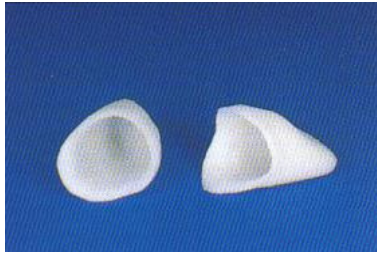
Es importante considerar que para la confección de las coronas, la cofia de alúmina está disponible en dos espesores diferentes 0.4 y 0.6mm y que el grosor influye directamente en la resistencia y en las propiedades ópticas, específicamente en la translucidez: a mayor espesor mas opacidad 1, 5, 10.

Dependiendo del diente a rehabilitar, se selecciona el espesor de la cofia, el de 0.6mm está indicado para coronas en todas las regiones de la cavidad bucal y cuando se necesita enmascarar el color oscurecido en el área anterior, mientras que el de 0.4mm se enfoca únicamente en la restitución protésica de dientes anteriores 1, 5, 10, 12.

En el troquel refractario se compacta la alúmina (polvo de óxido de aluminio) bajo dos toneladas de presión y es fresada al espesor deseado, después este troquel se lleva a un horno a 500° C y se retira la cofia del troquel (presintetizado). Los dientes modelados en cerámica se someten a temperaturas apropiadas en la que comienza a ser fusionada la cerámica. Este proceso se conoce como sinterizado y el resultado es una fusión de las partículas de la porcelana y un cambio insignificante en la forma de la mezcla. Es así, que la cofia o núcleo de alúmina, se lleva a un segundo horno a 1600°

C para la sinterización final, en donde la cofia se contrae el 23% en tamaño<sup>3</sup>. El calentamiento al vacío de la cerámica permite una porosidad mínima y una translucidez óptica máxima<sup>1, 4, 5</sup>.

**Fig. 31 Cofias terminada la sinterización.**



Terminado el proceso de producción, sobre el troquel de PVC, la cofia pasa por una prueba de adaptación marginal, criterio muy importante en el éxito a largo plazo, también se evalúa que el color y la presencia de microfracturas estén dentro de los estándares<sup>3</sup>. Después la cofia se lava en una unidad de ultrasonido en agua destilada y es empaquetada para su envío de regreso al laboratorio<sup>1, 4, 5, 10</sup>.

**Fig. 32 Empaque de las cofias.**



El proceso completo desde el momento en que se recibe la información en la central de producción hasta la confección final de la cofia se realiza aproximadamente en cinco horas. En un promedio de tres a cuatro días, regresa la cofia al sitio de origen en donde se realiza el terminado aplicando cerámica especial para este procedimiento<sup>1, 5, 10</sup>.

La carilla laminada Procera® Alúmina presenta una espesura de 0,35mm, es fabricada como una estructura para aplicación cerámica sin la necesidad de



un troquel refractario, y sigue los mismos conceptos e indicaciones de la Corona Procera® Alúmina <sup>15</sup>.

Para el recubrimiento de las cofias se ha desarrollado especialmente una porcelana de baja fusión (Procera AllCeramic) con un coeficiente de expansión térmica igual al del óxido de aluminio que constituye el núcleo. El kit cerámico contiene amplia gama de colores (dentinarios, translúcidos y modificadores de color) con propiedades fluorescentes, lo que crea amplio rango de posibilidades para lograr una caracterización estéticamente natural <sup>1, 8</sup>.

*Fig. 33 Coronas Procera® con recubrimiento.*



Otra propiedad especial es su baja temperatura de cocción, para los colores de dentina de base es de 900 a 910 °C y de 880 a 890 °C para el glaseado, esto conduce a una menor disminución de su volumen durante este proceso.

El espesor de la cerámica de recubrimiento va de 0.7 a 0.8mm aproximadamente. El glaseado se realiza de manera convencional y se finaliza con pulido mecánico con pastas diamantadas, quedando así preparada para ser cementada <sup>1, 8</sup>.

*Fig. 34 Coronas Procera® terminadas.*



### 4.3 CEMENTADO

Con el incremento de óxido de aluminio ( $Al_2O_3$ ) en la composición de las porcelanas feldespáticas, se ha conseguido mejorar las propiedades mecánicas de estos materiales y por lo tanto han demostrado mejores resultados clínicos que las porcelanas convencionales<sup>18, 20, 21, 22</sup>.

Al contener grandes cantidades de contenido cristalino (cristales de alúmina) y menor cantidad de vidrio (menor cantidad de cuarzo), resultan ser cerámicas altamente resistentes a los ácidos utilizados en el procedimiento de grabado como tratamiento previo a la cementación, es decir, los cambios en la estructura de la superficie interna de las coronas o carillas es prácticamente nulo después de tratarlas con ácido fluorhídrico<sup>18, 20, 21, 22</sup>.

No obstante, durante la fabricación de restauraciones a base de óxido de aluminio su superficie interna después del proceso de fabricación queda rugosa y similar a la superficie de porcelanas convencionales grabadas con ácido, pudiendo omitir este paso, aunque cabe señalar que si es recomendable el uso de ácido fosfórico al 37% durante 15 a 20 segundos únicamente para lavar la superficie interna de la restauración antes de cementarla<sup>18, 20, 21, 22</sup>.

Al tener una marcada disminución de cristales cuarzo en su composición (dióxido de silicio), disminuye por mucho la fuerza de adhesión que ofrecen los sistemas adhesivos convencionales, ya que al realizar el grabado de la superficie con ácido fluorhídrico, se desmineralizan los cristales vidriosos (sílice), que al ser silanizados forman cadenas de unión que son compatibles

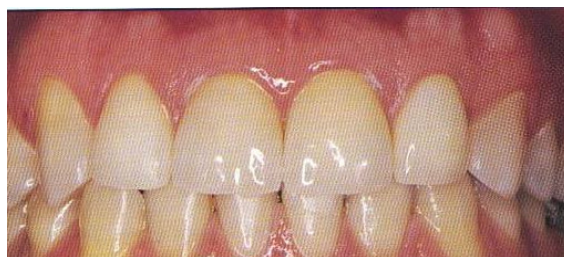
con el metacrilato de las resinas. Por lo tanto, las cerámicas aluminosas no ofrecen ésta ventaja al carecer sustancialmente de partículas de vidrio en su composición, por ello es recomendable usar la traba mecánica o química mediante el uso de cementos a base de resina fotocurables, ionómeros de vidrio modificados con resina y aprovechar los enlaces químicos a los óxidos metálicos que ofrecen los cementos de fosfato de zinc <sup>18, 20, 21, 22</sup>.

Es importante señalar que aunque no sean compatibles los sistemas adhesivos con las restauraciones, si lo son con el diente preparado. Estudios realizados in-vitro para evaluar la fuerza de diferentes sistemas cementantes han demostrado la superioridad de los materiales antes mencionados, ya que por un lado tienen adhesión al diente y por el otro la traba mecánica a la restauración, misma que nos la dan el excelente sellado, ajuste marginal y el acabado rugoso de su superficie interna <sup>18, 20, 21</sup>.

Cuando se trata de dientes vitales, la opción recomendable son los cementos a base de resina fotopolimerizables ya que son menos irritantes en comparación con el cemento de fosfato de zinc y el ionómero de vidrio, cuyo pH es ácido, recomendable por lo tanto para dientes sin vitalidad (tratados endodóncicamente) <sup>18, 21, 22</sup>.

Con esto podemos concluir que los mejores agentes cementantes para éste fin son los ionómeros de vidrio modificados con resina, los cementos resinosos fotopolimerizables de sistema adhesivo al diente y cementos de fosfato de zinc, y su elección dependerá de las preferencias del odontólogo así como de las características del diente rehabilitado <sup>18, 21, 22</sup>.

*Fig. 33 Coronas Procera® cementadas.*





*Procerá® Alúmina, una opción recomendable en rehabilitaciones estéticas libres de metal.*

---

## CONCLUSIONES

La investigación exhaustiva y continua de los materiales usados en odontología a través de los años, ha ayudado en gran medida a la búsqueda del perfeccionamiento de los ya existentes, así como al descubrimiento de nuevos productos con propiedades cada vez mejores. Hablando específicamente de cerámicas dentales, es indudable el gran avance que con ellas se ha obtenido en cuanto a sus indicaciones y ventajas las cuales superan los antiguos inconvenientes de resistencia y limitación de uso.

Con el desarrollo de nuevos sistemas cerámicos libres de metal, la estética, así como la resistencia, han incrementado considerablemente y actualmente satisfacen las demandas de muchos pacientes alrededor del mundo.

Estas ventajas representan una opción importante para las rehabilitaciones estéticas, no obstante, no hay que dejar a un lado el aspecto económico. El desarrollo e introducción de nuevos materiales lleva implícito elevados costos, que representan una limitación de accesibilidad para gran parte de la población mexicana. Los gastos de laboratorio sumados a los honorarios se ven reflejados en restauraciones individuales con precios que van desde los \$ 2500 pesos.

Considerando esta limitación, es fundamental que los Cirujanos Dentistas conozcan las propiedades y ventajas de los materiales de vanguardia desarrollados, lo cual permitirá elegir con responsabilidad la rehabilitación más conveniente para cada paciente.

Las ventajas e indicaciones del sistema Procera® que se han mencionado en este trabajo se basan únicamente en rehabilitaciones fabricadas con Alúmina (óxido de aluminio). A demás de éste material, el sistema trabaja también el zirconio y el titanio con la utilización del mismo escáner dirigiendo sus

aplicaciones a implantes. Por ello creo conveniente realizar una investigación más exhaustiva y a largo plazo e introducir el sistema tanto en la Facultad de Odontología como en la División de Estudios Profesionales de Posgrado para evaluar los tratamientos de rehabilitación bucal y los beneficios en materia de salud que otorga a pacientes y actualizar aún mas los conocimientos brindados a los alumnos.

La Facultad de Odontología así como Posgrado, se han caracterizado siempre por la calidad de atención brindada a la población en general. Así, las personas con menores posibilidades económicas se han visto mayormente beneficiadas. Por ello, con la introducción de estos sistemas vanguardistas en estas instituciones se posibilita que todo tipo de población (económicamente hablando) tenga acceso a adquirir este tipo de restauraciones y así hacer uso de todas las ventajas y beneficios que de ellas se obtienen. Con todo esto se construirán bases más sólidas que respalden el uso de estos materiales a nivel mundial.

Procera® Alúmina es un elemento que forma parte de estos nuevos sistemas, tiene una adaptación excelente, translucidez, fluorescencia, alta resistencia, estabilidad de color, biocompatibilidad, estética, corto tiempo de fabricación, fácil manipulación clínica, entre muchas otras que lo hacen una opción recomendable en rehabilitaciones estéticas libres de metal.

## BIBLIOGRAFÍA.

1. MIYASHITA, Eduardo. Odontología Estética, el estado del arte. Editorial Artes Médicas. Sao Paulo, Brasil 2005. Pp. 271-301.
2. ASCHHEIM, Dale. Odontología estética. Editorial Harcourt, Mosby. Madrid, España 2002. Pp. 139, 472-474.
3. Martínez Rus F, Pradíes Ramiro G, Suárez García MJ, Rivera Gómez B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección en: RCOE, 2007, Vol. 12, No. 4. Pp. 253-263
4. CRISPÍN, Bruce. Bases prácticas de la Odontología Estética. Editorial Masson. Barcelona, España 1998. Capítulo 6.
5. Dr. José Valdivia, Dr. Pedro Pablo Bombardiere, Dr. José Antonio Bustamante. Soporte científico de las coronas procera Allceram: Una revisión bibliográfica en Revista de Prótesis Osteointegrada. Vol. 3: 57-64. 1999.
6. Dr. Javier Lema Gutiérrez. Prótesis Libre de Metal Sistema Procera y Zircon-Zan. [Revista de la Asociacion de Odontologia Restauradora y Biomateriales](#). Publicación periódica en línea, hallado en: <http://www.ecuaodontologos.com/revistaaorybg/vol6num1/articulos/protesis.html>

7. Agneta Odén, Matts Andersson, Ivana Krystec-Ondracek, Dagmar Magnusson. Five-Year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns en: The Journal of Prosthetic Dentistry, vol.80, No. 4: 450-456. Octubre 1998.
8. Dr. Carlos Darío Villegas Escobar. Sistema Procera para restauraciones cerámicas. Publicación periódica en línea, hallado en: <http://odontologos.coomeva.com.co/publicaciones.php?id=21644>
9. Dr. José Valdivia, Dr. Juan Carlos López, Dr. Juan Pablo Parrochia. Corona Procera All-Ceram: Procedimiento Clínico en: Revista de prótesis Osteointegrada. Vol. 3: 47-56. 1999.
10. Kenneth B. May, Melinda M. Russell, Michael E. Razzoog, Brien R. Lang. Precision of fit: The Procera AllCeram crown en: The Journal of Prosthetic Dentistry, vol.80, No. 4: 394-404. Octubre 1998.
11. Balarezo A, Taipe C. Sistema In-Ceram® y sistema Procera® Rev. Estomatol. Herediana. 2006, vol.16, no.2, p.131-138. Publicación periódica en línea, hallado en: <http://www.scielo.org.pe/scielo.php ISSN 1019-4355>.
12. Mauro Fradeani, Michele D'Amelio, Marco Redemagni, Marcantonio Corrado. Five-Year follow-up with Procera all-ceramic crowns en: Quintessence International, vol.36, No. 2: 105-113. Febrero 2005.
13. Matts Andersson, Michael E. Razzoog, Agneta Odén, Ernst A. Hegenbarth Brian R. Lang. PROCERA: A new to achieve an all-ceramic crown en: Quintessence International, vol.29, No. 25: 285-296. 1998.



**14.** Harry Denissen, Alma Đozić, Jef van der Zel, Marinus van Waas. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays en: The Journal of Prosthetic Dentistry, vol.84, No. 5: 506-513. Noviembre 2000.

**15.** Klaus W. Boening, Burkhard H. Wolf, Annette E. Schmidt, Kathleen Kästner, Michael W. Walter Clinical Fit of Procera AllCeram Crowns en: The Journal of Prosthetic Dentistry, vol.84, No. 4: 419-424. Octubre 2000.

**16.** John N. Nasedkin, DDS. PROCERA® AllCeram Preparation Tips: MRCD (C). Publicación periódica en línea, hallado en: <http://www.americuslab.com/southeast/products/allceramics/procera/prep.html>

**17.** Bertil Hager, Agneta Odén, Bernt Andersson, Lars Andersson. Procera AllCeram laminates: A clinical report en: The Journal of Prosthetic Dentistry, vol.85, No. 3: 231-232. Marzo 2001.

**18.** Luiz Felipe Valandro, DDS, MSc, Alvaro Della Bona, DDS, Mecí, PhD, Marco Antonio Bottino, DDS, PhD, and Maximiliano Piero Neisser, DDS, MSc, PhD. The effect of surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic en: The Journal of Prosthetic Dentistry. Vol 93 No. 3: 253-259. Marzo 2005.

**19.** Michael E. Razzog, Procera crown preparation, technique guide preparation system for Procera crowns. Publicación periódica en línea, 2001, hallado en: <http://www.brasselerusa.com/documents/crown1.pdf>.

**20.** Markus B. Blatz, DMD, Dr Med Dent/Avisahí Sadan, DMD Ulrike Blatz, DMD, Dr Med Dent. The effect of silica coating on the resin bond to the intaglio surface of Procera AllCeram restorations. En: Quintessence International Dental Materials. Vol. 34 No. 7: 542-547. 2003.

**21.** Markus B. Blatz, DMD, Dr Med Dent/Avisahí Sadan, George H. Arch, Jr., DDS, and Brien R. Lang, DDS, MS. In vitro evaluation of long-term bonding of Procera AllCeram alumina restorations with a modified resin luting agent. En: The Journal of Prosthetic Dentistry. Vol. 89. No. 4: 381-387. Abril 2003.

**22.** Michael Hummel, Matthias Kern. Durability of the resin bond strength to the alumina ceramic Procera. En: Academy of Dental Materials No. 20: 498-508. 2004.