



**UNIVERSIDAD NACIONAL
AUTÓNOMA DE MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

¿CERÁMICAS NO ABRASIVAS?

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A :

ANA LETICIA JUÁREZ AGUILAR

DIRECTOR: C. D. JAVIER DÍEZ DE BONILLA CALDERÓN

MÉXICO D. F.

NOVIEMBRE 2006.



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.

Agradezco a mi mamá por todo el apoyo que me brindó incondicionalmente en los buenos y en los malos tiempos, dándome esos ánimos necesarios para lograr salir adelante y poder llegar a donde me encuentro en estos momentos.

A mi papá, por cuidarme, apoyarme y defenderme, no solo ahora sino toda mi vida.

A mis hermanas, por ser ellas y aceptarme tal y como soy, con defectos y virtudes, y mostrarme su amor a pesar de mis errores.

A mis abuelitos con mucho amor, aunque no estén ya entre nosotros fueron un gran impulso para mi realización no solo personal sino también profesional.

Gracias a mi familia, los quiero mucho.

A todos mis amigos, doy gracias por haber tenido la suerte de encontrarme con ellos, los quiero, y siempre tendré el mejor recuerdo de ellos.

Un agradecimiento extensivo a todas aquellas personas que contribuyeron a mi formación profesional, fueron indispensables para mi, gracias por todo el conocimiento que me brindaron sin reservas.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	5
Capítulo 1 EVOLUCIÓN HISTÓRICA DE LA CERÁMICA DENTAL	8
Capítulo 2 CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LAS CERÁMICAS LIBRES DE METAL	14
Capítulo 3 COMPOSICIÓN Y PROPIEDADES DE LAS CERÁMICAS DENTALES	16
3.1 Composición de las cerámicas dentales	16
3.2 Propiedades que otorgan los componentes de las cerámicas dentales	18
3.3 Propiedades de las cerámicas libres de metal	20

Capítulo 4 CLASIFICACIÓN DE LAS PORCELANAS

DENTALES 23

4.1 Según el criterio de la temperatura de procesado 23

4.2 Según la composición y características estructurales 25

4.2.1 Porcelanas convencionales 26

4.2.2 Porcelanas modernas vitrocerámicas según el
sistema de procesado 31

Capítulo 5 ABRASIÓN DENTAL 41

5.1 Esmalte dental 41

5.2 Abrasión dental 47

5.2.1 Naturaleza multifactorial de la pérdida de esmalte 48

5.2.2 Abrasión de los dientes antagonistas por los
diferentes sistemas cerámicos 52

5.2.3 Variables asociadas con la abrasión por los
diferentes sistemas cerámicos 59

CONCLUSIONES 66

FUENTES DE INFORMACIÓN 69

INTRODUCCIÓN

En los últimos años los actuales sistemas de restauración cerámicos sin base metálica han tenido una demanda creciente; debido a la inquietud de los pacientes por usar una restauración dental que simule una apariencia aún más natural.

Los materiales cerámicos presentan buenas propiedades ópticas y estéticas, gracias a su comportamiento con la luz y a su capacidad para mimetizar con los dientes naturales.

A pesar de las ventajas reconocidas que presentan los materiales cerámicos, manifiestan ciertos problemas de tipo mecánico y funcional, como es la fragilidad, la fractura y la abrasión a dientes antagonistas naturales entre otros factores, lo que limita su uso como material de restauración universal.

De todos los materiales conocidos en la actualidad la porcelana dental es el material de restauración de mejor comportamiento estético del que disponemos en odontología. Las porcelanas son materiales que se han utilizado desde hace más de 10,000 años y han mantenido su importancia dentro de la sociedad humana desde entonces.

Pueden ser encontradas desde las más simples vajillas hasta los adornos mas sofisticados elaboradas con este material y están compuestas básicamente por los mismos elementos: feldespatos (potasa de aluminosilicato), sílice (cuarzo) y caolín (greda pura).

Los investigadores han desarrollado ciertas modificaciones a esa composición con el fin de mejorar las propiedades cuando son empleadas en el campo odontológico.

Las porcelanas feldespáticas son las más usadas dentro de las cerámicas dentales, pero la baja resistencia a la flexión de la misma, la hacen que requiera una subestructura metálica para su refuerzo, tanto en coronas como en las prótesis bucales fijas. Desafortunadamente, el metal limita la transmisión de la luz y disminuye la reproducción de la profundidad de color y vitalidad del diente natural.

Durante la última década, diferentes sistemas cerámicos han sido introducidos en la industria de la odontología restaurativa, como son las cerámicas CAD/CAM y las cerámicas hidrotérmicas.

Los modernos sistemas cerámicos ofrecen una alta calidad estética, biocompatibilidad y funcionalidad superior, permiten un amplio rango de indicaciones y la posibilidad de su uso en regiones posteriores, lo que aunado a los recientes avances en la tecnología adhesiva logran obtener una mayor estética, permitiendo la preparación de cavidades más conservadoras que en comparación con otras técnicas -más invasivas- fortalecen a la estructura remanente.

Se piensa que las restauraciones metal-cerámica y las libres de metal son potencialmente agresivas a los tejidos dentarios debido al desgaste que provocan en el esmalte y dentina antagonistas.

El desgaste es un proceso multifactorial; sin embargo, se buscan procedimientos de laboratorio y porcelanas menos abrasivas que puedan minimizar este proceso, lo cual beneficie a los pacientes y a los clínicos.

Es por ello que dentro de la amplia gama de estudio que tiene la cerámica, el trabajo se encamina a identificar el proceso de desgaste que ocurre a través de la utilización de estas restauraciones como antagonistas, la cual se presenta por diversos mecanismos, incluyendo la abrasión, corrosión,

adhesión, fatiga, y a su combinación que puede resultar en un proceso severo de desgaste.

Si reconocemos que existen factores que potencializan dicho desgaste, como los hábitos parafuncionales, la composición de la saliva, los factores ambientales, edad, las patologías, composición del esmalte, así como la acidez, todos contribuyentes al desgaste clínico; nos enfrentamos a la disyuntiva de seleccionar el material cerámico más apropiado para cada caso en particular.

Desde la aparición de las primeras restauraciones dentarias, los esfuerzos de los profesionales y técnicos de laboratorio se han encaminado hacia la mejora de las condiciones hacia la resistencia, ajuste marginal, estética y biocompatibilidad de las restauraciones, con el fin de optimizar su función.

Dentro de las características que abarca este estudio menciono tópicos como su dureza, susceptibilidad a la fractura y posibilidad de modificar el color – por su poca reactividad química-, haciendo hincapié en la abrasión que provocan, evitando en lo posible el daño que con su uso se observa en los casos clínicos que presentan una oclusión cerámica como antagonista de un diente natural.

Agradezco, a mi director de tesina C. D. Javier Díez de Bonilla Calderón por el tiempo y apoyo que me brindó durante la realización de esta tesina, de igual manera un agradecimiento a la coordinadora del seminario de titulación de prótesis dental parcial, fija y removible, la Maestra María Luisa Cervantes Espinosa por la ayuda y consejos aportados durante todo el seminario.

CAPÍTULO 1

EVOLUCIÓN HISTÓRICA DE LA CERÁMICA DENTAL

La cerámica es, probablemente, el primer material artificial desarrollado por el hombre. La aparición de las primeras porcelanas se remonta al año 100 a.C., pero fue hacia el año 1.000 d.C., en China, cuando se consiguió un material cerámico más resistente. Sin embargo, la historia de las porcelanas como material dental no se extiende a más de 200 años. ²

En 1728, Pierre Fauchard (1678-1761), "padre de la Odontología moderna", pensó en la utilización de las porcelanas para la sustitución de dientes perdidos. ² (fig.1)



Figura 1. Pierre Fauchard, "padre de la Odontología moderna" ⁴¹

Pero la introducción de la porcelana en Odontología tiene lugar con Alexis Duchâteau (1714-1792)¹⁴, quién le surgió la idea de utilizar la porcelana como material dental al observar 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

Duchâteau, intentó hacer una prótesis dentaria de porcelana en la fábrica de porcelanas de Guerhard. Éste sólo consigue resultados satisfactorios al asociarse a un dentista de París: Nicolas Dubois de Chémant.¹⁴

Es Dubois de Chémant quien, después de que Duchâteau pierda el interés por los dientes de porcelana una vez obtenidas sus nuevas dentaduras, trabaja activamente perfeccionando la invención. Modifica dos veces la composición de la pasta mineral original para mejorar su color y estabilidad dimensional, y para mejorar la sujeción de los dientes a la base también de porcelana.¹⁴

En 1789 Dubois de Chémant presenta su invento a la Académie des Sciences y a la facultad de medicina de la Universidad de París, recibiendo de Luis XVI una patente.¹⁴ El revolucionario invento de Dubois de Chemant, de las prótesis completas de porcelana, tenía el problema de que la cocción de una sola vez producía encogimiento y distorsión.¹⁴

Es Giuseppangelo Fonzi (1768- 1840), quien presentó sus prótesis llamadas “incorruptibles terrometálicas” en 1808, a una comisión científica del Ateneo de Arte y a la Academia de Medicina de París. Fonzi creó modelos en los que construía dientes individuales de porcelana. Antes de cocerlos se introducía un clavo de platino debajo de cada diente y éste, después, se soldaba a la base de plata u oro de la prótesis. Posteriormente otras técnicas mejoraron los dientes de Fonzi.¹⁴

En Inglaterra Claudius Ash, un orfebre empezó a fabricar dientes de porcelana fina en 1837, pocos años más tarde introdujo el “diente tubo” que podía insertarse por un tubo en la dentadura; su uso se extendió para puentes y prótesis completas.

En 1851, John Allen de Cincinnati patentó los “dientes de encía continua”, prótesis que consistía en dos o tres dientes de porcelana fundidos en un pequeño bloque de porcelana coloreado como la encía.¹⁴

No obstante años antes, en 1857, E. Maynard en Washington había construido con éxito los primeros inlays cerámicos.¹

En éste devenir histórico las primeras coronas cerámicas puras fueron creación de Land en 1886 al idear y patentar un sistema de cocción de los dientes de porcelana sobre una hoja de platino. La corona así constituida sería la primera corona hueca con aspiraciones estéticas en dientes unitarios, aunque utilizadas fundamentalmente en dientes anteriores eran muy débiles y de uso clínico limitado.¹ (fig.2)

Charles Henry Land (1847-1919), dentista de Detroit que había estado experimentando con porcelana, había diseñado y patentado, en 1888, un método de hacer incrustaciones de porcelana en una matriz de lámina delgada de platino. No tuvo mucho éxito por ser de aplicación limitada y su ajuste no era el ideal, porque la porcelana seguía siendo difícil de fundir.



Figura 2. Charles Henry Land, creador de la primera corona de porcelana.⁴¹

Cuando en 1894 se inventa el horno eléctrico y en 1898 la porcelana de baja fusión, Land hace una aportación fundamental a la prótesis al construir la corona de porcelana sobre una matriz de platino en 1903. ¹⁴

En la década de 1880 William H. Taggart (1855-1933), dentista de Freeport en Illinois, concibe el método de la incrustación colada de cera perdida, consiguiendo incrustaciones de oro ajustadas con precisión cuando perfecciona su sistema y patenta su máquina de colar en 1907. ¹⁴

En la década de 1960 se introducen las coronas de porcelana unidas con metal, permitiendo a los dentistas construir amplias y estéticas prótesis fijas. Estas coronas han sustituido a las populares coronas de oro con acrílico, ya que el acrílico con el tiempo se desgasta, exponiendo el oro subyacente. ¹⁴

En 1965, McLean y Hughes introducen en el mercado la porcelana aluminosa, 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. ²

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

Un gran impulso fue posible con la presentación de sistemas vitrocerámicos desarrollados tras la presentación en 1930 por Carder de un método de cera perdida para la elaboración de objetos de vidrio. En estas vitrocerámicas se produce el principio de la dispersión de la solidificación en el que se consiguen cristales, mediante el proceso cerámico en la matriz de vidrio, que conducen a un aumento de la solidez estructural. ¹

Unos años más tarde, en 1958, se produjo el mayor avance hasta ese momento en cuanto a la mejora de la estética y la transparencia de las coronas totalmente cerámicas cuando Vines y sus colaboradores desarrollaron un sistema de procesado de las porcelanas al vacío lo que redujo considerablemente la inclusión de burbujas de aire. ¹

Sin embargo la aportación más sobresaliente no se produjo hasta 1965 en que McLean y Hugues introdujeron una técnica para reforzar la porcelana dental con alúmina (óxido de aluminio) que actualmente continúa en uso. ¹

La novedad fue que colocando sobre un núcleo de óxido de aluminio porcelanas feldespáticas se mejoraban notablemente las propiedades de las coronas cerámicas puras. ¹

En 1983, se produjo un nuevo hito 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. Al sistema Cerestore le siguió cronológicamente el Hi-Ceram que contiene el mismo porcentaje de alúmina que Cerestore pero que simplificaba considerablemente el proceso de fabricación con lo cual el resultado final era más predecible; sin embargo la resistencia para grupos posteriores no era satisfactoria y fue sustituido por el sistema In-Ceram en 1996. Este sistema se basa en la realización de coronas mediante un núcleo de alúmina presinterizado con un contenido de alúmina del 70% inicialmente poroso y que posteriormente es infiltrado con vidrio. ¹

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

La introducción de estos sistemas de elevada resistencia (In Ceram y Procera/All Ceram) 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.¹

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.¹

CAPÍTULO 2

CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LAS CERÁMICAS LIBRES DE METAL

De todos los materiales conocidos en la actualidad, la porcelana dental es el material de restauración de mejor comportamiento estético del que disponemos en Odontología. Se considera como el material ideal por sus propiedades físicas, biológicas y ópticas que permiten mantener el color con el paso del tiempo, resistir la abrasión, además de poseer gran estabilidad en el medio oral, biocompatibilidad elevada y aspecto natural (fig.3), en cuanto a translucidez, brillo y fluorescencia.¹



Figura 3. Corona cerámica sin metal en el 11;
aspecto muy estético y natural.

Las porcelanas dentales presentan una dualidad estructural. El feldespato, uno de los componentes mayoritarios de las porcelanas, una vez fundido con los óxidos metálicos solidifica en forma vítrea o amorfa y constituyen la fase vitrificada y son por tanto vidrios desde el punto de vista estructural, mientras que el cuarzo, el segundo componente cuantitativamente importante, contribuye a formar la fase cristalina de las cerámicas.¹

Estafan y cols. en 1999 mostraban que las restauraciones con resinas compuestas en posteriores pueden ser usadas con alto valor estético pero con la desventaja con relación al uso, la expansión por polimerización, decoloración y filtración marginal. ¹

En este sentido el uso del Cerec y CAD/CAM permite al odontólogo el uso de porcelana de feldespato y vidrio cerámico en una sola visita, que poseen unas características más similares a las del esmalte en cuanto a compresión, resistencia a la tensión y resistencia al uso. ¹

El In-Ceram es otro de los materiales estéticos restaurativos libre de metal; es un material cristalino en naturaleza mientras que otras formas de cerámicas usadas consisten en una matriz de vidrio con una fase cristalina como relleno. ¹

Puede ser usada para hacer coronas en cerámica y prótesis parciales fijas. Existen tres formas de In-Ceram basadas en: alúmina, espinal (mezcla de alúmina y magnesia), y circonio que hacen posible fabricar rehabilitaciones de gran translucidez usando diferentes técnicas de procesamiento (McLaren, 1998, 1999). ¹

El sistema IPS Empress (Ivoclar Williams, Amherst, NY) es una alternativa restauradora a toda cerámica que utiliza vidrio cerámico reforzado a presión, para muchas indicaciones como coronas, inlays/onlays, carillas. Los sistemas libres de metal con tintes artificiales combinan la dureza con la estética de manera muy cercana a los dientes naturales (Ahmad, 1997). ¹⁵

CAPÍTULO 3

COMPOSICIÓN Y PROPIEDADES DE LAS CERÁMICAS DENTALES

3.1 Composición de las cerámicas dentales

Todas las porcelanas, sean del tipo que sean, están formadas por tres materias primas fundamentales y son feldespato, cuarzo (sílice) y caolín o arcilla blancas, cuya proporción varía en función de las propiedades que se quieren obtener o modificar.¹

El componente mayoritario es el feldespato seguido del cuarzo (forma cristalina de sílice) y en menor medida el caolín. La diferencia entre las porcelanas dentales y las no dentales la marcó inicialmente el contenido en caolín (> 50% de la masa total en la cerámicas no dentales) responsable último de la manipulación y moldeado de la masa a la que le confiere una gran opacidad y pérdida de transparencia cuando es mayor del 10% de la masa, motivo por el que se redujo progresivamente su presencia hasta niveles mínimos en las porcelanas dentales actuales.¹

Además de los componentes básicos, otros materiales que se presentan en la tabla 1, aunque en menor proporción, contribuyen a la mejora del aspecto y a brindar propiedades ópticas de fluorescencia.¹

Tabla 1. Componentes básicos de las porcelanas				
COMPUESTO	Proporción aproximada en el total de la masa cerámica	FUNCIÓN		
Feldespatos	75 – 85	Forma la fase vitrificada de la porcelana/translucidez		
		Feldespatos de potasio	Aumenta viscosidad Control de la manipulación Mejor translucidez Funde caolín y cuarzo	
		Feldespatos de sodio	Disminuye temperatura de fusión Dificulta manipulación	
Cuarzo (sílice)	12 – 22	Forma la base cristalina		
Caolín	3 – 5	Manejabilidad a la masa/opacidad		
Fundentes	Variable	Bórax	Disminuyen el punto de fusión	
		Carbonatos		
		Óxido de zinc		
Pigmentos / Colorantes	Variable <1%	Dar color y textura		
		Óxidos metálicos de:	hierro	marrón
			cobre	verde
			cromo	verde
			manganeso	azul claro
			cobalto	azul oscuro
			titanio	pardoamarillo
			níquel	marrón
Maquillajes	Variable	Disminuyen el punto de fusión		
Opacificadores	Variable	Enmascarar zonas subyacentes		

3.2 Propiedades que otorgan los componentes de las cerámicas dentales

- Feldespato: los feldespatos son el mineral que más comúnmente aparece en la formación de rocas y constituye el 50-60% de la corteza terrestre. En su estado mineral el feldespato es cristalino y opaco, con un color indefinido entre el gris y el rosa.¹⁴

Químicamente es un silicato de aluminio y potasio ($K_2O-Al_2O_3-6SiO_2$). Al ser calentado, se funde a $1300^{\circ}C$, se hace vidrioso y, a menos que sea sobrecalentado, mantiene su forma sin redondearse, propiedad conveniente para mantener la forma durante la cocción. El hierro y la mica son impurezas que se encuentran dentro del feldespato. De estos es importante eliminar el hierro, ya que los óxidos metálicos actúan como fuertes agentes colorantes de la porcelana. El proceso se realiza triturando el feldespato y después de conseguir un polvo muy fino que es tamizado, este polvo se vibra a lo largo de planos inclinados con bordes magnetizados por inducción, así se elimina el hierro contaminante y el feldespato está listo para ser utilizado.¹⁴

- Sílice: la sílice es otro componente importante de la porcelana. Para la porcelana dental se utilizan los cristales puros de cuarzo (SiO_2), no así en otras porcelanas, en las que se emplea el pedernal. En el cuarzo puede haber pequeñas cantidades de hierro como en el feldespato y se deben eliminar. La preparación es similar a la del feldespato, pero a diferencia de este, la sílice se tritura hasta conseguir partículas lo más pequeñas posibles.

La sílice permanece inalterada a las temperaturas utilizadas para la cocción de la porcelana. Esto es lo que le confiere estabilidad a la masa durante el calentamiento y hace de armazón de los otros componentes.¹⁴

- Caolín: el caolín ($\text{Al}_2\text{O}_3\text{-SiO}_2\text{-2H}_2\text{O}$) se produce en la naturaleza por la acción de los factores meteorológicos sobre el feldespato, como resultado de los cuales las aguas ácidas eliminan el silicato de potasio soluble. En este proceso el residuo queda depositado sobre las márgenes y en el fondo de las corrientes de agua en forma de arcilla. Sólo las arcillas y caolines más puros se utilizan en porcelana.

Se prepara por lavados repetidos con agua hasta que se ha logrado separar todo material extraño. La arcilla se deja sedimentar y después de secada y tamizada se tiene listo para ser utilizado un polvo casi blanco. El caolín le confiere opacidad a la porcelana. Al mezclarse con agua se hace pegajoso y contribuye a que la masa de porcelana se pueda trabajar y moldear. Al calentarse a altas temperaturas se adhiere al armazón constituido por las partículas de cuarzo y se contrae considerablemente.¹⁴

- Pigmentos: los pigmentos o colorantes que se agregan a la mezcla de porcelana se conocen con el nombre de “fritas”. Estos polvos se añaden en pequeñas cantidades para obtener las delicadas tonalidades de color necesarias para imitar a los dientes naturales. Se preparan triturando conjuntamente óxidos metálicos con vidrio y feldespato, fundiendo la mezcla en un horno y volviendo a triturar la combinación hasta obtener un polvo.¹⁴

3.3 Propiedades de las cerámicas libres de metal

Los materiales cerámicos dentales deben presentar una serie de propiedades que se presentan a continuación:

- Propiedades ópticas de vitalidad, translucidez (fig.4), brillo, transparencia, color (posibilidad de incorporar pigmentos), reflexión de la luz y textura, lo que implica grandes posibilidades estéticas al mimetizar con los dientes naturales.¹

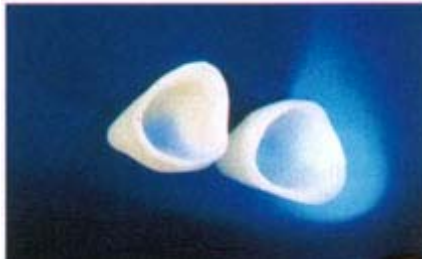


Figura 4. Translucidez que presentan las coronas de cerámica sin metal

- Biocompatibilidad local y general. Son los que presentan el mejor comportamiento con los tejidos vivos.¹ (fig.5)



Figura 5. Restauraciones perfectamente ajustadas que respetan al máximo los tejidos orales.⁴²

- Durabilidad y estabilidad en el tiempo tanto en integridad coronal como en su aspecto por la gran estabilidad química en el medio bucal.¹

- Baja conductividad térmica con cambios dimensionales más próximos a los tejidos dentarios naturales que otros materiales restauradores utilizados. ¹
- Compatibilidad con otros materiales por sus propiedades físicas y químicas (fig.6); y la posibilidad de ser adheridas y grabadas mediante los sistemas cementantes adhesivos actuales. ¹



Figura 6. Corona cerámica sin metal del 46. La proporción equilibrada de componentes en la masa cerámica permite el modelado de la misma, sin menoscabo de otras propiedades físico-mecánicas.

- Radiolucidez: permite detectar posibles cambios en la estructura dentaria tallada como caries marginales y actuar precozmente especialmente en las porcelanas de alúmina densamente sinterizadas y en las feldespáticas. ¹
- Resistencia a la abrasión debido a su dureza: esta propiedad constituye una seria desventaja y un importante problema clínico cuando se opone a dientes naturales, pues limita las indicaciones y depende directamente de la dureza del material cerámico y de la aspereza del mismo al ocluir sobre las superficies dentarias. Actualmente se considera que la porcelana vitrificada de grano fino es menos abrasiva para el antagonista. ¹

- Resistencia mecánica: alta resistencia a la compresión, baja a la tracción y variable a la torsión, lo que las convierte en rígidas pero frágiles.

Quizá sea éste el más grave inconveniente que presentan. Al respecto, las causas más frecuentemente mencionadas como responsables de la fragilidad son la existencia de grietas en el material cerámico y la propagación de las mismas, así como la presencia de poros por una técnica descuidada durante el procesamiento, cocción, etc.

Un intento de obviar este problema fue el fundirlas sobre metal a expensas de disminuir la estética. También se mejoró la resistencia a la fractura mediante la dispersión de pequeños cristales dentro de la estructura cerámica para impedir la propagación de las grietas.¹

- Procesado simple y costo razonable. La realización de coronas de porcelana no es precisamente fácil de realizar, lo cual lleva aparejado un coste elevado. Sin embargo la generalización y automatización de la técnica hacen suponer que a la larga se producirá un abaratamiento de los costos de producción.¹

CAPÍTULO 4

CLASIFICACIÓN DE LAS PORCELANAS DENTALES

Las cerámicas dentales pueden clasificarse según su composición en convencionales o de concepción clásica, y cerámicas de ingeniería avanzada o de concepción moderna.¹

4.1 Según el criterio de la temperatura de procesado

La necesidad de calor para su elaboración ha conducido a que tradicionalmente se hayan clasificado en función de la temperatura a la que deben ser procesadas. Según este criterio las porcelanas se clasifican en porcelanas de alta, media y baja fusión. Recientemente se ha ampliado la clasificación con otras porcelanas que se trabajan a temperaturas muy inferiores e incluso en frío.¹

Hemos de destacar que la principal ventaja sobre el producto final que presentan las porcelanas de medio o bajo punto de fusión es, que durante el enfriamiento acontecen menos cambios dimensionales lo que se traduce en menor aparición de grietas y porosidad superficial. Sin embargo, la deformación que sufren por cocciones repetitivas, por ejemplo por causa de pruebas o reparaciones, es un factor limitante en su uso.¹

No obstante hoy por hoy las porcelanas de bajo punto de fusión son casi tan resistentes como las de alto punto de fusión y presentan una solubilidad y translucidez adecuadas.¹

En la tabla 2 se resumen las temperaturas de procesado y las principales indicaciones clínicas de este tipo de porcelanas.¹

Tabla 2. Clasificación de las cerámicas según su temperatura de procesado

Denominación	Temperatura	Indicaciones	Ventajas	Desventajas	% Composición
Alta fusión	1300 - 1370 °C	Producción industrial de dientes	>resistencia >traslucidez <solubilidad *Soporta muy bien modificaciones repetidas	Gasto energético elevado	
Media fusión	1100 - 1300 °C	Núcleo de elaboración de coronas jacket	< intervalo de fusión < cambio dimensional al enfriar < porosidad superficial < grietas superficiales	La porcelana se deforma durante las reparaciones repetidas	- Dióxido de sílice (64.2%) - Óxido bórico (2.8%) - Óxido potásico (8-2%)
Baja fusión	850 - 1100 °C	Recubrimiento estético de núcleos aluminosos y cerometálicos	<intervalo de fusión <cambio dimensional al enfriar <porosidad superficial <grietas superficiales	La porcelana se deforma durante las reparaciones repetidas	
Muy baja o ultrabaja fusión	< 850 °C	-Combinación con metales. - Pequeñas rectificaciones: puntos de contacto, anatomía oclusal, ángulos, etc.	Mejora las propiedades de las cerámicas de media y baja fusión		
Temperatura ambiente		Procesamiento directo en clínica evitando el laboratorio de prótesis.	Evita el laboratorio de prótesis	No se conocen datos a medio plazo	

4.2 Según la composición y características estructurales

Pese a que las porcelanas tienen una composición genérica, el predominio de uno u otro de sus componentes da lugar a un sistema de clasificación. ¹

En la tabla 3 se especifican los componentes de las porcelanas de acuerdo al componente mayoritario que las integran. ¹

Tabla 3. Clasificación de las porcelanas por sus componentes			
Clasificación	Denominación	Compuesto principal	Peculiaridades
Cerámicas convencionales	Feldespáticas	Feldespatos	Poco estéticas
	Aluminosas	Óxido de aluminio	Más resistentes y más estéticas que las feldespáticas
Modernas vitrocerámicas	Cerestore*	Alúmina Vidrio de bario Sílice >50%	
	Dicor	Alúmina leucita	
	Hi-ceram*	Alúmina 67% Sílice 20%	- Granos de distintos tamaños
	In-ceram	Alúmina 85% zirconio	- Métodos de procesamiento diversos
	IPS-Empress	Leucita Alúmina 17%	- Mejoría de la resistencia a la flexión
	Optec.HSP	Leucita Sílice >20%	
	Procera/all-ceram	Alúmina 99.9% Sílice	
	Cerapearl	Anhídrido fosfórico	
* Actualmente ya superadas y abandonadas para uso clínico.			

4.2.1 Porcelanas convencionales

La composición básica de estas porcelanas, consiste en una matriz de feldespato en el que están dispersas partículas de cuarzo y en menor cantidad de caolín. Se distinguen dos tipos: feldespáticas y aluminosas.¹

Porcelanas feldespáticas.

El feldespato es el compuesto principal, responsable de la formación de la matriz vítrea, formada por silicatos de aluminio combinados con metales. El feldespato no existe en forma pura como tal en la naturaleza, sino que se presenta como feldespato potásico o sódico.¹

Dentro del amplio grupo de los feldespatos hay un grupo que presenta menor proporción de sílice, como la leucita (silicato de aluminio y potasio) que aparece a ciertas temperaturas durante la fusión de los feldespatos y no suele aparecer como mineral en la naturaleza. La presencia de leucita es uno de los sistemas de incremento de la resistencia de las coronas de cerámica feldespática. Las porcelanas que contienen mucha leucita son unas dos veces más resistentes que las que contienen cantidades menores.¹ (fig.7)



Figura 7. Corona de porcelana feldespática (IPS-Corum, Ivoclar)⁴²

El cuarzo es el mineral más difundido de la corteza terrestre y por tanto muy abundante en la naturaleza, es transparente, incoloro, brillante y muy duro. Tiene un elevado punto de fusión, un coeficiente de dilatación lineal muy pequeño y es muy estable químicamente pues apenas es atacado por los ácidos salvo el fluorhídrico. Sirve de estructura sobre la que los otros compuestos pueden acoplarse dando como resultado de la unión un material más resistente. ¹

El caolín es el silicato hidratado de alúmina. Es la más fina de las arcillas y su presencia es necesaria para el moldeamiento de la porcelana. Le confiere plasticidad y facilita la mezcla con el agua manteniendo la forma durante el secado y el horneado, lo que permite dependiendo de la composición, hacerse densa y resistente sin perder la forma. El mayor problema que presenta es la pérdida de transparencia y el aspecto opaco lo que ha conducido a una disminución progresiva de la proporción en la mezcla o a la sustitución por distintas sustancias fundentes. ¹

Los distintos colores que puede adquirir la porcelana dependen de la presencia de óxidos metálicos y de su concentración de tal forma que con un mismo óxido se pueden obtener distintas gamas de un color, variando las proporciones del compuesto y la temperatura de cocción. ¹

Porcelanas aluminosas

En un intento de mejorar algunos de los más graves problemas que presentaban las porcelanas feldespáticas como su fragilidad, McLean y Hugues modificaron las porcelanas anteriores añadiendo un 50% en volumen de alúmina (óxido de aluminio), fusionado en una matriz de vidrio de baja fusión, lo que constituía hasta ese momento el sistema reforzador más eficaz. ¹

McLean y Hugues comprobaron que mejoraba significativamente la resistencia respecto a las porcelanas convencionales hasta el punto que la porcelana aluminosa es el doble de resistente que la porcelana feldespática y su módulo de elasticidad es 50% superior al de las porcelanas tradicionales.¹ (fig.8)



Figura 8. El óxido de alúmina, por su excepcional dureza es usado en el área medica en prótesis dentales por su apariencia natural.¹⁶

La presencia de alúmina hace que el vidrio disminuya una de sus características propias, que sea menos quebradizo y disminuye el riesgo de desvitrificación, proceso que consiste en una cristalización de la cerámica lo que la vuelve frágil y opaca por perder la estructura amorfa o vítrea. Este proceso también se puede producir por un elevado número de cocciones.¹⁶

Con el paso del tiempo las proporciones iniciales de alúmina han ido aumentando de tal forma que actualmente algunas de las cerámicas más recientes tienen muy elevadas proporciones de óxidos de aluminio combinadas generalmente con vidrios cuyo objetivo es constituir núcleos de gran dureza que reemplacen las estructuras metálicas de las restauraciones metal-cerámica y que son recubiertas por porcelanas feldespáticas convencionales.

Sin embargo, a mayor cantidad de alúmina la estética disminuye, de ahí que se utilice en proporciones más elevadas en núcleos y en mucha menor cantidad en material cerámico destinado a la dentina y el esmalte. ¹⁶

Si se incorpora alúmina a una porcelana feldespática por encima de un 50% se obtiene una restauración poco estética, mate y muy resistente; motivo por el cual en el desarrollo progresivo del material se ha combinado con otras porcelanas que aportan mejores propiedades ópticas para las capas más superficiales de la restauración dejando este compuesto para las capas más internas. ¹⁶

A pesar de su mayor resistencia, uno de los mayores problemas que presentan las cerámicas aluminosas es su contracción durante el procesamiento por calor, por lo que su ajuste marginal es más deficiente comparado al que se obtiene con las coronas ceramo-metálicas. ¹⁶

Las primeras porcelanas aluminosas comercializadas (Vitadur-N, NBK 1000, etc.) todavía hoy, casi 40 años después, siguen teniendo indicaciones a pesar de existir en el mercado porcelanas con características superiores en otros aspectos. ¹⁶

En función del contenido de aluminio se distinguen tres subcategorías: a) cerámicas con un 40% de aluminio: jacket de Malean, b) cerámicas con un 65% de aluminio: Cerestore. All-Ceram, y c) cerámicas con un 85% de aluminio: In-Ceram

Las ventajas e inconvenientes que presentan las cerámicas convencionales y las más modernas se presentan de modo resumido en la tabla 4. ¹

TABLA 4. Ventajas e inconvenientes de las porcelanas convencionales y modernas.

	Porcelanas convencionales (feldespáticas y aluminosas)	Porcelanas modernas (vitrocerámicas)
Ventajas	<ul style="list-style-type: none"> - Estabilidad química - Buenas propiedades ópticas - Buenas propiedades de superficie - Muy buena biocompatibilidad - Elevada resistencia mecánica - Coeficiente de expansión próximo al diente - Buen ajuste marginal - Radioopacidad 	<ul style="list-style-type: none"> - Escasa contracción durante y después del procesado - Propiedades ópticas extraordinarias - Muy translúcidas - Muy estéticas - Menor desgaste de antagonistas
Inconvenientes	<ul style="list-style-type: none"> - Porosidad - Fragilidad: no deformable - Gran contracción durante la cocción y el enfriamiento - Desgaste de antagonistas - Proceso de laboratorio largo - Precisa técnicos hábiles 	Fragilidad

4.2.2 Porcelanas modernas vitrocerámicas según el sistema de procesado

El desarrollo cerámico dental es actualmente imparable; las nuevas técnicas consisten en utilizar las distintas porcelanas aprovechando sus diferentes propiedades.¹

Los materiales llamados vitrocerámicos modernos han unido las características y ventajas de los vidrios modernos (de origen no metálico, que tienen dureza, rigidez, fragilidad, transparencia, y con estructura amorfa), a las de los antiguos materiales cerámicos (de origen mineral, no metálico, duro, frágil y rígido).¹⁴

Se distinguen dos tipos de materiales vitrocerámicos de naturaleza química diferente: Apatita (Cerapal) y Micatetrafluorurosilicato (Dicor).¹⁴

Su variedad es enorme y su composición muy heterogénea con mezclas muy complejas de diversos materiales, pero todas o casi todas presentan en distintas proporciones sílice, alúmina, y partículas cristalizadas.¹

El mayor problema que presentan es la necesidad de coloración externa que no es tan natural como la porcelana convencional, con pigmentos dispersos en el seno del material. Tanto es así que para obtener la coloración definitiva es necesario aplicar vidrio coloreado sobre su superficie.¹

El material vitrocerámico se puede obtener por distintos métodos de procesado, se puede fundir, colar, infiltrar y torneear, y según el método o forma de trabajarlo surgen nuevas clasificaciones del material más reciente o actual; en la tabla 5 se especifica lo anterior.¹

Tabla 5. Clasificación de las porcelanas según el sistema de procesamiento

Clasificación por el sistema de procesado	Nombre comercial	Presentación	Técnica	De Colores	Recubierta superficial mediante otras porcelanas
Convencional	Optec Duceram	Polvo + lechada	Capas sobre troquel	Diversos	No precisa
Colada	Dicor	Pastillas: lingotes sólidos	Cera perdida	Único	Porcelana feldespática
Torneada	Cerec DicorMGC Celay Procera all-ceram	Lingotes cerámicos	CAD - CAM	Diversos	Porcelanas compatibles
Prensada o inyectada	IPS- Empress Optec prensada	Lingotes cerámicos	Cera perdida		Porcelana feldespática
Infiltrada	In-ceram	Polvo: sustrato poroso y vidrio infiltrado			Porcelana feldespática

Vitrocerámicas elaboradas por técnica convencional

Cerámica Optec: es otra cerámica con fase cristalina a base de leucita, se elabora mediante un proceso de sinterizado, es bastante dura presentando un alto grado de abrasividad frente al esmalte antagonista. ¹

Cerámica Duceram: esta porcelana ofrece un terminado abrigantado, entre sus características se encuentra que presentan una natural opalescencia y fluorescencia, fácil manejo, control preciso de los materiales y una reproducción perfecta de la opalescencia natural de los incisivos. ¹

Vitrocerámicas elaborados mediante técnica de colado

Se manejan mediante técnicas idénticas a la de los metales, lo que significa elaborar un patrón de cera, que al aplicar calor suave se elimina dicha cera, para luego introducir en el molde la masa de material vitrocerámico, a alta temperatura, con buenas características de fluidez. ¹

Para este proceso se hace necesario un equipamiento especial. La microestructura de la restauración viene definida por el fabricante y solo puede modificarse ligeramente durante el proceso de inyección. Dentro de este tipo de cerámica tenemos:

Cerámica vítrea colada Dicor: en concreto la cerámica Dicor es una vitrocerámica colable con cristales de fluormica tretrasilícica y conversión por ceramización. Entre sus componentes está la sílice, óxido de aluminio, óxido de potasio, óxido de magnesio, fluoruro de magnesio y óxido de circonio.

En las cerámicas coladas Dicor la translucidez es máxima al carecer de coloración interna por lo que su efecto de mimetismo es importante aunque tiende ligeramente al gris por la formación de cristales de mica durante el proceso térmico; el efecto estético se controla y es sustancialmente mejor y

más fácil de caracterizar cuando se fabrica sobre un núcleo aluminoso semiopaco y luego se recubre con cerámicas de alto contenido en leucita como la Optec o la IPS Empress; sin embargo la diferencia de difusión térmica o incompatibilidad del vidrio con porcelanas feldespáticas aumenta la posibilidad de fracturas.¹

Recientemente se han desarrollado nuevas generaciones de este tipo de cerámica entre ella se encuentra la cerámica Dicor MGC, que es una vitrocerámica tallada o torneada.¹

Cerámica colada de apatita Cerapearl: está compuesta por una cantidad importante de óxido de calcio, seguido de sílice, anhídrido fosfórico, y óxido de magnesio.¹

La Cerapearl es una vitrocerámica de apatita colable que presenta una elevada resistencia pero ningún color inherente, que debe ser aplicado posteriormente.¹

La formación durante el procesamiento de oxiapatita que posteriormente se transforma en hidroxiapatita, ha sido implicada como uno de los motivos que la hace ser más biocompatible que otras, por su similitud con los tejidos duros del diente.¹

Cerámica aluminosa Cerestore: consistía en una cerámica muy resistente, rica en alúmina, en la que se empleaban procedimientos de inyección o colado para elaborar el núcleo de la restauración, sobre la que se depositaba una cerámica convencional. Fue mejorada y sustituida por la All-Ceram.¹

Vitrocerámicas elaborados mediante técnica prensada o inyectada

Cerámica vítrea colada IPS-Empress: Es una cerámica vítrea, contiene una alta proporción de cristales de leucita, lo que le proporciona una mejor resistencia a la fractura y a la flexión. Al ser una cerámica vítrea mejora visualmente las propiedades de transmisión de luz.¹ (figuras 9 y 10)



Figuras 9 y 10. Onlays de porcelana IPS-Empress.⁴²

Cerámica vítrea colada IPS-Empress II. En contraste con los cristales de leucita contenidos en la cerámica de vidrio IPS-Empress, la fase cristalina de esta cerámica, está formada por disilicato de litio, con propiedades mejoradas comparadas con otras cerámicas de vidrio que contienen este componente.¹ (fig.11)



Figura 11. Corona terminada con IPS-Empress II; vista frontal que muestra la armonía estética obtenida.⁴²

Vitrocerámicas por sistema de procesamiento de torneado

Sistema CAD-CAM: CAD son las iniciales de Computer Aid Desing y CAM son las de Computer Aid Manufacturing. Consisten en procedimientos donde se utilizan los ordenadores o computadoras para mejorar la fabricación, desarrollo y diseño de los productos. Éstos pueden fabricarse más rápido, con mayor precisión o a menor precio, con la aplicación adecuada de la tecnología informática.¹⁷

La fabricación asistida por ordenador ofrece significativas ventajas con respecto a los métodos más tradicionales de control de equipos de fabricación. Por lo general, los equipos CAM conllevan la eliminación de los errores del operador y la reducción de los costes de mano de obra. Sin embargo, la precisión constante y el uso óptimo previsto del equipo representan ventajas aún mayores.¹⁷

Estos sistemas no son exclusivos de los vitrocerámicos, ya que otros materiales como resinas compuestas, metales, etc., pueden ser manejados por estos principios. Pertenecen a este procedimiento los sistemas: Cerec (Simens), Duret (Hennison), Denticaid (Bego), Procera (Nobelpharma), Celay (Microna), Dux (DCS Denta), Cercon Smart (Degudent), etc.¹

Sistema Cerec: Mörmann Y Brandestini en 1989 produjeron el Cerec 1, como el primer sistema. El procedimiento se lleva a cabo mediante una pequeña cámara que se aproxima a un diente previamente tallado y la imagen se procesa en un ordenador, el cual está conectado a una máquina a donde trasmite la información, a una unidad de fresado (disco de diamante), el cual talla la restauración.

La máquina talla mediante instrumentos rotatorios, a partir de un bloque de material escogido. En sus inicios fue ideado para la elaboración de incrustaciones cerámicas, donde una vez preparada la cavidad se efectúa una lectura óptica con este procedimiento.

Se pueden fabricar y colocar en una sola sesión onlays e inlays de cerámica. El material cerámico utilizado para este sistema es cerámica de vidrio (Dicor MGC), o bien cerámica feldespática (Vitablock MKII).¹ (fig.12)



Figura 12. Inlay de Cerec.⁴²

Sistema Celay: consiste en una máquina capaz de esculpir copias de precisión, directamente en la boca del paciente o indirectamente en el laboratorio. Es un sistema basado en impresión mecánica y elaboración mecánica, diseñado para la elaboración de cofias cerámicas de coronas unitarias y puentes cortos.¹

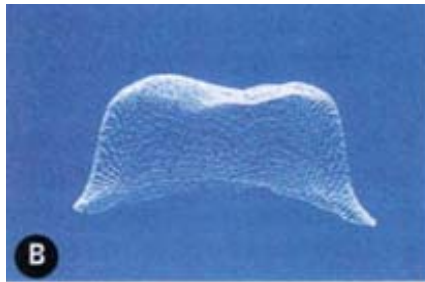
Se modela sobre los muñones una cofia mediante un polímero fotopolimerizable, la cual se lleva a un aparato que copia el contorno y talla la restauración mediante un instrumento rotatorio, en un bloque cerámico en frío. Este sistema tiene un procedimiento secuencial, utiliza primero fresas de grano grueso y luego más fino.¹

Sistema Procera/All-ceram: no es un sistema exclusivamente cerámico ya que se pueden también preparar metales. Para cerámicas el procedimiento consta de un sensor que efectúa una impresión digital del muñón de modelo (fig.13,A), la información es almacenada y procesada mediante ordenador (fig.13,B) y enviada vía “modem” a un laboratorio en Suecia, en el que se elabora el núcleo de la restauración, que es remitida al laboratorio que realizó la lectura, mediante mensajería urgente. ¹



Figura 13 A, B. Sistema de diseño y fabricación asistido por ordenador para vitrocerámicas talladas o torneadas.

A. lectura óptima del muñón;



B. Información procesada tridimensionalmente a partir del cual se produce el fresado del bloque cerámico.

Vitrocerámicas elaborados mediante técnica de infiltrado

El moldeado de la cerámica se realiza sobre una base o muñón resistente al calor, lo que permite su sinterización posterior mediante horneados correspondientes. Suelen ser necesarios muchos pasos para la obtención de la restauración final. Entre estas se encuentran:

Cerámica Hi-Ceram: tiene un alto contenido en alúmina, presenta muy escasa contracción y gran estabilidad, no es necesario equipamiento especial, pero si precisa de varios pasos para su elaboración.¹

Cerámica In-Ceram: es una cerámica aluminosa, se elabora con aparatología específica, mediante un procedimiento de tres pasos: primero un sinterizado convencional (10 horas a 1120°C), a la masa resultante porosa se le somete a un segundo paso de infiltración, durante este la masa que se ha obtenido se coloca sobre una lámina de platino y de aluminio bañada en una masa del vidrio de infiltración más agua. Después de 4-6 horas se obtiene un material duro, rígido y sin porosidad. El tercer paso consiste en colocar capas cerámicas de concepción convencional.¹ (fig.14)



Figura 14. Coronas vitrocerámicas infiltradas con vidrio (In-ceram).⁴²

En la tabla 6 se resume la composición de algunas porcelanas vitrocerámicas.¹

Tabla 6. Composición de algunas vitrocerámicas.				
Porcelana: nombre comercial	Composición	%	Ventajas	Inconvenientes
IPS Empress	SiO ₂	63	< microporos	Inversión económica en técnica inadecuada
	Al ₂ O ₃	17.7	Poca contracción	
	K ₂ O	11.2	Manipulación sencilla	
	Na ₂ O	4.6	>resistencia a la torsión	
	Otros:	<1	que otros cerámicos	
Dicor	SiO ₂	55 – 65	> resistencia que las feldespáticas	- Tiempo de trabajo muy largo - Aparatología cara - Cambios de color por el agente cementante
	MgO	12 – 20	- Mejor ajuste marginal que una jacket convencional	
	MgF ₂	9 – 13		
	K ₂ O	7 – 18		
	AS ₂ O ₅	0.5 – 8		
Cerfestore*	Al ₂ O ₃	60	- Biocompatibilidad - Buena adaptación marginal - Buena estética - Buena resistencia a la compresión	- Método de trabajo complejo - Coste por aparatoología
	MgO	9		
	Vidrio de bario	13		
	Arcilla	4		
	Silicona	12		
	Estearato de calcio	1		
Hi-ceram	Al ₂ O ₃	67	> exactitud que las porcelanas convencionales	- Método de trabajo complejo - Coste elevado - Cierta opacidad que precisa recubrimiento convencional
	SiO ₂	20	- Buena resistencia a la fractura	
	K ₂ O	3.5		
	TiO ₂	1.4		
In-ceram	Al ₂ O ₃	85	Buena exactitud Resistencia a la fractura	- Método de trabajo complejo - Coste elevado - Cierta opacidad que precisa recubrimiento convencional
	ZrSiO ₂	Variable		
Optec.hsp	SiO ₂	62.1	Dureza	Alto grado de abrasividad del antagonista
	Al ₂ O ₃	16.6		
	K ₂ O	13.5		
	Otros	10		
Cerapearl	Sílice			
	Anhídrido fosfórico			
	Óxido de magnesio			
	Óxido de calcio			

* actualmente superadas

CAPÍTULO 5

ABRASIÓN DENTAL

5.1 Esmalte dental

Estructuras del tejido dentario

Los dientes están formados por cuatro tejidos; tres son duros mineralizados y constituyen la cubierta de la pulpa dental. Los tres tejidos mineralizados del diente son, por orden decreciente de dureza: esmalte, dentina y cemento. Cada uno de estos es más duro que el tejido óseo.¹⁸ (fig.15)

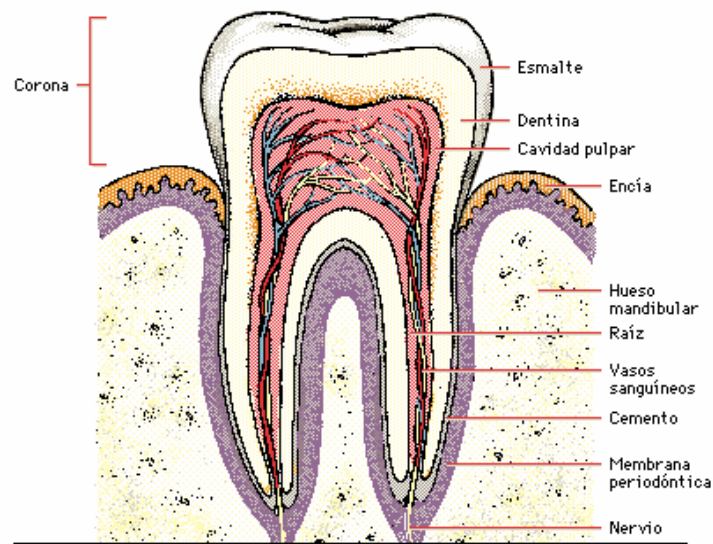


Figura 15. Tejidos mineralizados del diente.⁴³

La corona anatómica está formada y delimitada exteriormente por el esmalte, que a su vez está cubierto por una fina membrana conocida como cutícula del esmalte o membrana de Nashmith; esta membrana es considerada producto de elaboración del epitelio reducido del esmalte, una vez que este ha terminado de formar los prismas adamantinos o prismas del esmalte.¹⁸

Se le conocen dos capas a la cutícula: la interna, que esta adherida a la superficie del esmalte y que se calcifica; y la externa que se cornifica total o parcialmente y se encuentra adherida al epitelio de la encía, conservando mediante esta unión la continuidad con la cubierta general mucocutánea del organismo.¹⁸

Es de constitución sumamente resistente, tanto al desgaste por fricción, como al ataque de los ácidos y los álcalis bucales. En los dientes de personas adultas se pueden encontrar trozos de esta cutícula en perfecto estado de conservación, sobre todo en las caras proximales donde no hay mayor fricción.¹⁸

Esmalte o sustancia adamantina

El esmalte o sustancia adamantina cubre y da forma exterior a la corona. Es el tejido mas duro del organismo, de aspecto vítreo, superficie brillante y translúcida, su color depende del de la dentina que lo soporta; por dicho motivo subordina su apariencia externa que varía desde blanco azulado hasta amarillo opaco.¹⁸ Es un tejido duro, el más duro y mineralizado del cuerpo humano, acelular (por lo tanto no es capaz de transmitir estímulos), que cubre la superficie de la corona del diente.¹⁹

Su dureza se debe a que es la estructura mas mineralizada del organismo¹⁸; el esmalte totalmente mineralizado se compone de alrededor de 96% de material inorgánico, 1% de material orgánico y 3% de agua. La parte inorgánica se compone, en su mayor parte, de cristales de hidroxiapatita.¹⁸

Los grupos hidroxilo pueden ser remplazados por iones flúor, por lo que se forma fluoroapatita, de gran importancia dado que la fluoroapatita es menos soluble que la hidroxiapatita. La parte orgánica está compuesta por cantidades equivalentes de fluoroproteína y de proteína.¹⁹

Su alto contenido en materia inorgánica lo hace vulnerable a la desmineralización en medios ácidos, pudiendo padecer la caries. Este tejido se puede remineralizar mediante la aplicación de flúor, intercambiándose los cristales de hidroxiapatita por los de fluoroapatita.¹⁸

La sustancia adamantina esta formada por prismas o cilindros que homogéneamente atraviesan todo el espesor del esmalte, desde la línea esmalte-dentina hasta la superficie de la corona donde se encuentra la cutícula de Nashmith.¹⁸

Estos prismas están colocados irradiando del centro a la periferia, y son perpendiculares a la unión amelodentinaria. Los prismas del esmalte guardan entre si un paralelismo; se agrupan en haces llamados fascículos, los cuales no siempre son paralelos, sino que muchas veces no siguen la misma orientación.¹⁸

Esto da lugar a que se originen dos clases de tejidos: el primero tienen cierta homogeneidad o paralelismo entre los fascículos de prismas, y forman la mayor parte del conjunto tisular, se le conoce como esmalte malacoso; el segundo tejido es el de fascículos entrecruzados, formando nudos y es conocido como esmalte nudoso o escleroso, por ser mas duro y resistente al desgaste.¹⁸

La sustancia que une a los prismas se le conoce como sustancia interprismática. Según algunos autores se calcifica gradualmente por ionización del medio que la rodea y llega a aceptar elementos nuevos que provienen del exterior, como fluoruros, los cuales proporcionan al esmalte mayor dureza y resistencia en todos los sentidos.¹⁸

La formación de la matriz orgánica del esmalte, principia sobre la superficie ya calcificada de la dentina, y continua del interior al exterior del órgano adamantino hasta ocuparlo en todo su espesor.¹⁸

La calcificación de la matriz se hace de afuera hacia adentro, en capas que van superponiéndose, alternando períodos de mineralización completos o normales, con otros incompletos o pobres en sales de calcio, llamados periodos de descanso.¹⁸

Mediante el microscopio óptico, se pueden observar zonas oscuras que señalan tales periodos de descanso en la mineralización, se les conoce como líneas o estrías de Retzius; estas líneas o estrías son céntricas y se observan como las telas de una cebolla.¹⁸

Características histológicas del esmalte dental

El esmalte es un material acelular producido por los ameloblastos antes de la erupción de los dientes. Se trata de una sustancia sumamente dura y frágil, que a causa de su alto contenido de mineral, casi siempre desaparece durante la descalcificación necesaria para la preparación histológica.²¹ Es de color blanco azulado y casi transparente. El 90% de su peso es mineral en forma de grandes cristales de hidroxiapatita. La matriz no llega a suponer más del 1% de su masa.²²

Visto al microscopio óptico el esmalte esta formado de finos prismas de esmalte que se sustentan de pie sobre la dentina con una marcada inclinación hacia la superficie oclusal o incisal. Entre los grupos de prismas de esmalte paralelos existen espacios angulares (regiones interprismáticas) ocupados por el esmalte interprismático que tiene una subestructura muy parecida a la de los prismas, pero con los cristales minerales orientados en diferentes direcciones.²⁰ Alrededor de cada prisma existe una capa fina y clara de matriz orgánica denominada vaina de esmalte o vaina prismática.²²

El esmalte consiste en unidades estructurales distintivas, los bastones o prismas de esmalte, los cuales forman la matriz del esmalte. Para fines histológicos, los ameloblastos se observan de manera conveniente en la periferia de la corona de los dientes permanentes en desarrollo, que no han hecho erupción, relacionados con cada diente deciduo.²¹

Se trata de células cilíndricas altas con núcleo basal y proyección cónica apical conocida con el nombre de prolongación de Tomes, que llega hasta el límite de la matriz del esmalte.²¹

Los ameloblastos del epitelio interno del esmalte comienzan a secretar matriz del esmalte poco después de la formación de la primera dentina. La matriz se mineraliza con rapidez y forma esmalte. Los ameloblastos son células cilíndricas altas con núcleos ovales ubicados en la porción basal. Desde el punto de vista ultraestructural presentan un retículo endoplasmático rugoso bien desarrollado y un complejo de Golgi supranuclear.²⁰

La prolongación de Tomes es parte de la célula secretora de matriz orgánica de un bastón del esmalte. De modo que cada ameloblasto produce uno de estos bastones.²¹

Cada prolongación de la fibra de Tomes (fig.16), da origen a matriz orgánica de los bastones, mientras que las extensiones apicales pequeñas de su base producen la matriz que hay entre los bastones, también orgánica. Aunque idénticos en su composición, estos dos tipos de matriz presentan disposición un poco diferente entre sus cristales de hidroxiapatita.²¹

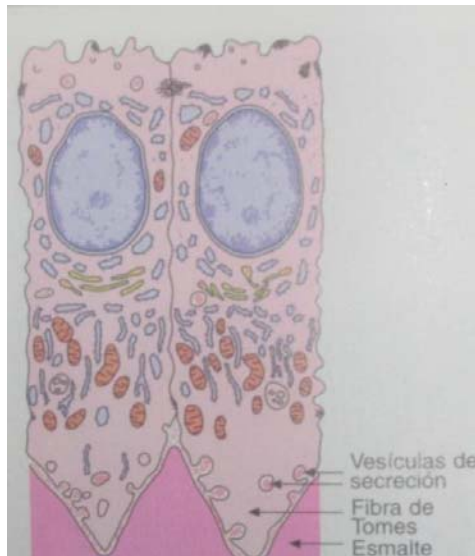


Figura 16. Fibra de Tomes. ²¹

La matriz del esmalte consiste en fosfato de calcio en la forma de hidroxiapatita, que se describe en una matriz orgánica que contiene proteínas y polisacáridos. Las porciones secretoras de los ameloblastos quedan incluidas en gránulos secretorios en el aparato de Golgi.²¹

El contenido de estos gránulos, consiste principalmente en una proteína fijadora de agua, la amelogenina, junto con una proteína glucosilada ácida, la enamelinina, es liberada por exocitosis y pasa a formar parte de la matriz orgánica de esmalte, semejante a un gel. La calcificación tiene lugar con relativa rapidez; los primeros cristales de hidroxiapatita formados son largos, delgados y semejantes a placas.²¹ Al depositarse, pierden agua y disminuye el contenido orgánico de la matriz, que finalmente es de 96%, con lo que el esmalte es el material mas duro del cuerpo.²¹

El esmalte totalmente formado es un tanto inerte, no guarda relación con las células, ya que los ameloblastos degeneran después de formado el esmalte y de que hace erupción el diente.²¹

De modo que el esmalte no se repara si resulta lesionado a causa de caries, fracturas u otros trastornos incluyendo la abrasión. Empero, hay cierto intercambio de iones minerales entre el esmalte y la saliva, que puede originar recalcificación mínima en la superficie, aunque este efecto es insignificante en capas profundas del esmalte.²¹

5.2 Abrasión dental

La abrasión dental puede ser definida como la pérdida permanente de estructura dental que puede ocurrir en varias superficies dentales incluyendo la superficie cortante, la capa del esmalte externo e incluso las superficies expuestas de la raíz.²³

La abrasión dental no es causada por un solo método pero si por diferentes actividades; desde el incorrecto cepillado dental, el cepillarse los dientes agresivamente o incluso usar una pasta de dientes incorrecta puede terminar en una seria abrasión dental. Otras causas para la abrasión dental incluyen rechinar los dientes (bruxismo), o usar los dientes como herramienta para cortar o mascar objetos duros.²³

El desgaste es un fenómeno progresivo en la cavidad oral, caracterizado por la pérdida de la forma anatómica original. Este proceso puede resultar de factores psicológicos o condiciones patológicas. El desgaste fisiológico es una degradación superficial que resulta en progresiva, pero con muy poca pérdida de la convexidad de las cúspides, que se manifiesta como aplanamiento de las cúspides en los dientes posteriores y filos incisales en los dientes anteriores.⁷

El excesivo desgaste da como resultado un daño inaceptable en las superficies oclusales y una alteración de los guías de los movimientos masticatorios.⁷

También puede destruir la estructura dental anterior que es esencial para una función ideal de la guía anterior o en la estética, dando como resultado un incremento de estrés horizontal en el sistema masticatorio asociándose a la remodelación de la articulación temporomandibular.⁷

5.2.1 Naturaleza multifactorial de la pérdida de esmalte

A demás de la atrición, existen otras formas no cariosas destructivas cuyo proceso lleva a la pérdida de la estructura dental. Estos incluyen a la abrasión, abfracción y resorción. La pérdida de la estructura dental por un proceso no carioso como los anteriores, casi nunca es causada por uno solo de ellos.²⁴

Abrasión: describe la ausencia de una sustancia o de una estructura a través de un proceso mecánico, como el rechinar o morder cosas, que es frecuentemente causado por un proceso mecánico anormal relacionado con objetos ajenos o sustancias que se introducen repetidamente en la boca y están en contacto con los dientes.²⁴

La higiene oral del paciente también puede estar relacionada, tal es el caso de la técnica de cepillado dental, la frecuencia, duración y fuerza aplicada durante el cepillado dental.²⁴ (fig.17)



Figura 17. Abrasión por cepillado dental.⁴⁴

Los materiales empleados para la higiene oral juegan por si mismos un rol, por ejemplo, la dureza y forma de las cerdas del cepillo dental, el largo y la flexibilidad del cepillo dental, la abrasividad, al igual que el pH y la cantidad de dentífrico usado.²⁴

Masticación: describe una ausencia de sustancia dental durante la masticación de los alimentos. En este caso, el desgaste esta influenciado por la abrasividad individual de los propios alimentos, como se ha visto en los pacientes que son lactovegetarianos y constantemente comen alimentos saludables pero ásperos.²⁴

Abfracción: describe una forma especial de defecto en forma de cuña de la unión cemento esmalte (UCE) del diente. Causadas por fuerzas oclusales excéntricas que se concentran principalmente en la región cervical, dando como resultado una flexión y fatiga del esmalte y la dentina de la región, dando como resultado su desprendimiento²⁴ (fig.18).



Figura 18. Desprendimiento de dentina debido a una abfracción.⁴⁴

Resorción: es un proceso de degradación biológica y de asimilación de sustancias o estructuras previamente producidas por el cuerpo. En términos dentales, se refiere a la remoción biológica del tejido duro dental por la actividad de cementoclastos, dentinoclastos y ameloclastos. Este puede ser un proceso fisiológico, como es el caso de la absorción radicular de los dientes deciduos, o por un proceso patológico como es la resorción debido a trauma, quistes o neoplasmas.²⁴

Atrición: describe una acción de roce o fricción contra algo. En términos clínicos dentales, se refiere a la ausencia fisiológica del tejido duro dental como resultado del contacto diente-diente sin la intervención de sustancias ajenas. Tal contacto ocurre cuando rechinamos los dientes, durante la ingesta de alimentos, al hablar y cuando levantamos objetos pesados. El grado de atrición generalmente se asocia con la edad.²⁴ (fig.19)



Figura 19. Intensa atrición de las arcadas superior e inferior.⁴⁴

Tipos de atrición: la atrición o erosión es llamada idiopática, extrínseca o intrínseca, depende de su origen; los ácidos que producen destrucción dental pueden tener un origen exógeno o endógeno.²⁴

Atrición idiopática: es el resultado del contacto con ácidos de origen desconocido, esto es, una atrición similar a la patológica donde ni los exámenes proveen de una explicación etiológica. Aparentemente la mayoría de los casos reportados en la literatura de atrición dental reflejan una atrición idiopática. Donde no se menciona la etiología multifactorial.²⁴

Atrición extrínseca: es el resultado de los ácidos exógenos que pueden ser acarreados por el aire contaminado del medio ambiente, o por el agua ácida de las piscinas. Casos severos han sido atribuidos a la administración oral de medicamentos, como los tónicos de hierro que ayudan a disolver los pequeños calculos renales. Sin embargo, la dieta ácida, es indudablemente el factor principal de la atrición dental extrínseca.²⁴

Atrición intrínseca: es el resultado de ácidos endógenos, o del contacto de los dientes con los ácidos gástricos, durante los vómitos recurrentes, regurgitación o reflujo.²⁴

Otros factores: a partir de que la superficie de la lesión erosiva es hipomineralizada, la resistencia al desgaste del tejido duro del esmalte (esmalte y dentina) disminuye y se vuelve más susceptible a los efectos de la abrasión mecánica.²⁴

Prevalencia de la erosión o atrición dental: la pérdida de tejido dental como resultado del desgaste se ha incrementado. Esta pérdida ha aumentado en los grupos de edad adulta, debido a la mayor retención dental.²⁴

5.2.2 Abrasión de los dientes antagonistas por los diferentes sistemas cerámicos

La selección adecuada de los materiales de restauración es importante para preservar una función normal y una armonía oclusal.⁷

Excepto por sus limitaciones estéticas, las aleaciones a base de oro son consideradas como los materiales restaurativos ideales por su resistencia al desgaste y por que causan el mínimo desgaste al esmalte antagonista. Las cerámicas son usadas como una alternativa a las aleaciones a base de oro por su gran potencial estético. Sin embargo, el principal problema con las cerámicas es su abrasividad hacia el esmalte.⁷

En orden de minimizar este daño por el desgaste, nuevas porcelanas de baja fusión han sido desarrolladas. Los comerciantes refieren que estas cerámicas son afables al desgaste debido a su baja dureza, bajas concentraciones de la fase cristalina y por los pequeños cristales. Este dato es altamente esperanzador para el clínico ya que un menor desgaste del esmalte siempre redundará en beneficio del paciente.⁷

El desgaste de los dientes antagonistas, es estimado también como limitante en el uso clínico de restauraciones cerámicas y que alcanza sus valores máximos en las feldespáticas convencionales.⁷

La mayor abrasividad para el antagonista la presenta una cerámica como la Optec HSP por su elevado contenido en leucita siendo mucho menor para la cerámica Procera Allceram.⁷

En la tabla 7, se presentan los distintos grados de abrasividad para los dientes antagonistas en diversos sistemas cerámicos usados actualmente.¹

Tabla 7. Abrasión del diente antagonista en diversos sistemas cerámicos	
Producto	Abrasividad contra dientes naturales (DUREZA)
CERÁMICA TRADICIONAL	
Optec	> que la feldespática por alto contenido en leucita
Duceram	próxima al diente natural por ausencia de leucita
CERÁMICA COLADA	
Dicor	la misma que el diente, es mas blanda que la feldespática excepto la Dicor plus que es igual
CERÁMICA TORNEADA	
Cerec vitablocks Mark I	similar a feldespática
Cerec vitablocks Mark II	similar a esmalte
Dicor MGC	entre Cerec I y II
Celay	como Cerec II
CERÁMICA INYECTADA	
IPS Empress	> que la feldespática por el mayor contenido en leucita tras el tratamiento térmico
OPC	Igual al anterior
CERÁMICA INFILTRADA	
In – Ceram	Igual a la feldespática

Una característica importante de los materiales a usar en la restauración de las superficies oclusales de la prótesis parcial o fija, es la resistencia al desgaste y la falta de una respuesta negativa ante los dientes antagonistas. Lo ideal es restaurar el tejido dental perdido usando materiales que sean lo mas cercano posible parecidos al tejido perdido.¹⁰

La actividad mecánica en la superficie de un cuerpo sólido, a través del contacto y movimiento de un cuerpo opuesto o antagonista, es llamada actividad tribológica. La Tribología (*bos*-fricción, *logos*-ciencia) es la rama de la ciencia que trata de la fricción y el proceso que lo acompaña. El fenómeno que ocurre en los organismos vivos incluye una variedad de procesos de fricción que puede ser referido como proceso tribológico.¹⁰

El coeficiente de fricción es importante para entender las propiedades de la superficie por que mide la resistencia de dos cuerpos en un movimiento de deslizamiento.³

La prueba perno en disco (pin-on-disk, POD), se usa para evaluar el coeficiente de fricción (μ). En tales pruebas, el espécimen (superficie de terminado de una cerámica) se fija a un sostenedor, y una carga es aplicada al espécimen con un perno (bola); una vez que el sostenedor comenzó a girar la fuerza de fricción entre el perno y el espécimen se mide.³

Las cerámicas de baja fusión Vita Omega (VO) e IPS contienen cristales de leucita, los que pueden actuar dentro de la matriz de vidrio de la cerámica; el coeficiente de fricción puede ser una herramienta complementaria para evaluar los métodos de terminado de estas cerámicas. Las pruebas de fricción mostraron que los especímenes glaseados de estas cerámicas y el esmalte, presentan un comportamiento similar ante el coeficiente de fricción, a diferencia de especímenes pulidos, que presentan un coeficiente de fricción mayor, en relación con los especímenes glaseados y el esmalte.³ La adición de cristales de leucita puede influenciar en el coeficiente de fricción y en el desgaste, debido a que estos cristales pueden actuar como una fuerza dentro de la matriz vítrea de la cerámica.³

Los especímenes de las cerámicas pulidos y glaseados, sugieren que uno de los procesos involucrados es la fatiga, el otro posiblemente incluye a la abrasión, causada por la propagación de las fisuras en la superficie del esmalte.³

Las cerámicas de baja fusión, como la Finesse (porcelana feldespática reforzada con leucita) y Omega 900 (porcelana feldespática), causan un desgaste considerablemente menor que la porcelana feldespática tradicional.⁸

La mayoría de los estudios previos de laboratorio estudian el proceso de desgaste por medio del uso de modelos de desgaste de dos cuerpos; sin embargo en la boca, el proceso de desgaste ocurre entre los dientes y sus restauraciones, es una combinación del desgaste de dos y tres cuerpos.⁵

El “tercer cuerpo” del proceso de desgaste se refiere a la presencia de partículas de alimentos entre los dientes y sus restauraciones durante la masticación. Los estudios in vitro usan diferentes mezclas simulando el efecto abrasivo de los actuales alimentos durante el proceso de desgaste.⁵

Durante la última década, diferentes sistemas cerámicos han sido introducidos a la odontología restauradora, como es el CAD-CAM, una cerámica hidrotérmica y procesada por medio de máquinas.⁵

Vita Mark II es una porcelana feldespática reforzada con óxido de aluminio, que fue lanzada al mercado para sustituir a Vita Mark I, que era una porcelana convencional; ya que estudios de laboratorio demostraron que Vita Mark I era mas agresiva al esmalte antagonista que Vita Mark II.⁵

Las cerámicas hidrotérmicas son una nueva categoría de cerámicas dentales desarrolladas a partir de la industria cerámica introduciendo grupos hidroxil a la estructura cerámica bajo calor y presión, de donde deriva su nombre.

Con la introducción de los grupos hidroxil, la temperatura de procesamiento también se redujo substancialmente. Ducera (Ducera Dental, Germany) ha adoptado esta tecnología e introdujo Duceram-LFC una cerámica libre de leucita, con una temperatura de procesado de 660 °C a 680 °C.⁵

La cerámica hidrotérmica de baja fusión Duceram-LFC, es igual de abrasiva que la cerámica convencional y más propensa al desgaste que la porcelana convencional y la cerámica Vita Mark II. Si se comparan estos resultados con los obtenidos de las pruebas de desgaste de dos cuerpos, en donde se usa agua destilada como medio, y no partículas de alimentos como en las pruebas de desgaste de tres cuerpos; se encuentra que la presencia del tercer cuerpo sirve para reducir el desgaste del esmalte y de las cerámicas Vita Mark II y la convencional.⁵

Es probable que la presencia de partículas de alimentos entre los dientes y la superficie de Duceram-LFC, interfiera en la formación de la capa del grupo hidroxil, ya sea mecánicamente o químicamente, exponiendo la superficie de la cerámica y así estar en contacto directo con los dientes o a través de las partículas de alimentos.⁵

Los especímenes de Duceram-LFC muestran menor rango de desgaste, pero también causan pérdida de esmalte dental, lo cual demuestra que si la superficie de la cerámica ha sufrido daños, esta se volverá rugosa y más abrasiva.⁵

En general, Vita Mark II es menos abrasiva y más resistente al desgaste que la porcelana convencional y la cerámica Duceram-LFC, lo cual puede ser debido a la calidad de condensación y al tamaño de las partículas de la porcelana.⁵

Vita Mark II es una cerámica hecha de pequeñas partículas, mientras que la porcelana convencional y la cerámica Duceram-LFC son hechas por condensación manual. Kelly et al.⁴⁰ afirma que muchas de las propiedades físicas importantes dependen directamente de como esta hecha la cerámica.⁵

Mahalick et al. (1971) reportó que el desgaste esmalte-porcelana, in vitro, es 2.4 veces mas que el desgaste esmalte-resina acrílica, y 17 veces más que el desgaste esmalte-oro.³¹ Monaski y Taylor³² (1971) probaron una variedad de superficies de terminado de cerámicas en contra de sustancia dental y concluyeron que el rango de desgaste dental era en función de la dureza de la porcelana. Ellos recomendaban el glaseado o pulido de la porcelana para reducir la atrición del esmalte.⁶

La pérdida irreversible de esmalte debida a la atrición es un problema al restaurar los dientes con materiales cerámicos dentales. Esto es particularmente cierto con la introducción de nuevos materiales donde los niveles de desgaste no han sido del todo establecidos.⁶

DeLong y Douglas³³ (1983), encontraron que la cerámica vítrea (Dicor) tiene aproximadamente el 60% de la abrasividad de una porcelana metal-cerámica feldespática (Ceramco II).⁶

Estudios previos indican que el desgaste por porcelanas ocurre primariamente por abrasión (Miller et al., 1975; DeLong et al., 1986).⁶

Las características microestructurales –incluyendo la porosidad (Wu y Rice, 1985; Rice, 1985) y el tamaño de la partícula (Wu et al., 1985; Cho et al., 1989)- han sido implicadas en el proceso de desgaste.⁶

El material VMK (Vita Mark) como la mayoría de las cerámicas diseñadas para coronas de metal, están formuladas de la mezcla de dos fritas (frits), una contiene cristales de leucita, que proveen de alto coeficiente de expansión térmico necesario para la compatibilidad metálica; y la segunda es completamente de vidrio, tiene un menor coeficiente de expansión térmico y una menor temperatura de procesado, permitiendo que el material se procese a un rango menor de la subestructura metálica.⁶

El material OP –leucita reforzada con vidrio- (Optec) también tiene una microestructura de vidrio/lucita. El incremento del contenido de leucita es para mejorar las propiedades físicas, pero también puede aumentar el rango de desgaste.⁶ Optec es recomendada por los fabricantes para la realización de coronas en posteriores y para prótesis parcial fija.⁶

El material DI (Dicor), de acuerdo a estudios previos tiene el menor valor de dureza y provoca menos desgaste. Es uno del grupo de los vitrocerámicos que se describe con excelentes propiedades. En la práctica, DI es generalmente cubierta con una capa de vidrio coloreada (DG) para mejorar las propiedades estéticas. La cerámica DG es más dura que las otras cerámicas, pero tiene una menor abrasividad.⁶

Otra posible explicación de los diferentes tipos de abrasión en el esmalte puede ser atribuido a las diferentes superficies de terminado de las cerámicas, como se mencionó previamente con los resultados obtenidos por Monaski y Taylor (1971) en los cuales se concluyó que el desgaste del esmalte es mayor cuando existe una superficie rugosa del esmalte.⁶

5.2.3 Variables asociadas con la abrasión por los diferentes sistemas cerámicos

* Factores físicos

Dureza: la dureza está determinada midiendo la resistencia de la superficie del material con la deformación permanente o con la penetración por un indentador. Muchas cerámicas tienen valores altamente comparados con los del esmalte humano y con las aleaciones metálicas.⁷

Algunos materiales, metales en particular, muestran rangos proporcionales a sus valores relativos de dureza, esto es, entre mas dura sea la restauración metálica, mayor será la pérdida de esmalte antagonista. Por ejemplo, una aleación de oro relativamente suave causa menos desgaste al esmalte que una aleación metálica.⁷

Sin embargo, la reciente evidencia sugiere que la dureza de los materiales de restauración por si mismos no es un predictor confiable del desgaste del esmalte. En particular, la relación del desgaste con la dureza no es válida para los materiales que son frágiles en la naturaleza. Cuando la cerámica se desliza contra la cerámica o el esmalte, el desgaste no ocurre de manera plástica, como en los metales, sino por fractura.⁷

La interacción del medio ambiente con la cerámica afecta también su comportamiento mecánico. Por lo tanto, las cerámicas pueden comportarse diferente dependiendo de las interacciones de sus componentes microestructurales con el medio ambiente.⁷

Resistencia friccional: cuando dos cuerpos entran en contacto y se deslizan uno con otro, la resistencia al deslizamiento lateral depende del movimiento relativo de las propiedades y estructuras de los materiales en contacto y del medio ambiente.⁷

La resistencia friccional varía con el contacto de los materiales y su medio ambiente. Por ejemplo, la fricción por el contacto entre porcelana-porcelana ha sido reportado casi 2 veces mas que el contacto entre porcelana-resinas de acrílico y casi 3 veces más que el contacto entre esmalte-esmalte.

Aún la más meticulosa superficie pulida tiene irregularidades microscópicas, y sus interacciones entre las puntas (asperezas) y los valles es lo que determina la fricción entre dos superficies opuestas.⁷

Dureza a la fractura: es una propiedad intrínseca del material, que depende de la intensidad del estrés a la fractura en el material y del tamaño de la fisura. La fragilidad de las cerámicas puede ser más pronunciada adyacente a los defectos de procesamiento, como es la porosidad y la impureza de las inclusiones y por los defectos de material inherente como granos grandes y microfisuras causadas por el coeficiente térmico incompatible.⁷

Recientes desarrollos de cerámicas de baja fusión (temperatura de sinterización <850 °C) tienen una estructura vítrea mayor con una reducción de su fase cristalina, esto para ser menos abrasivo al esmalte. En varios estudios, las cerámicas de baja fusión se encontró que eran más abrasivas al esmalte y menos resistentes al desgaste que otras porcelanas feldespáticas bajo un impacto funcional del medio ambiente, aunque mostraron menos desgaste al esmalte opuesto.⁷

En la tabla 8 se presentan las variables asociadas a la abrasión dental.⁷

Factores físicos	Factores microestructurales	Degradación química	Terminado de la superficie
<ul style="list-style-type: none"> - Dureza - Resistencia friccional - Fuerza a la fractura 	<ul style="list-style-type: none"> - Porosidad - Cristales - Capa cerámica y coloración 	<ul style="list-style-type: none"> - Líquidos ácidos - Líquidos alcalinos 	<ul style="list-style-type: none"> - No glaseados - Glaseados - Pulidos

* Factores microestructurales

Porosidad: la porosidad de las cerámicas dentales provoca características indeseables a las cerámicas, incluyendo la reducción de la fuerza y la estética.⁷

El aumento de la porosidad ha sido asociado con (1) tasa alta de sinterización de una matriz de baja viscosidad, (2) tamaño de partículas menores de 5 μ m, y (3) una mayor temperatura de procesado debido a la limitación del escape de aire durante un rápido cocimiento.⁷

La porosidad interna y otros defectos de la superficie, que son producidos por una inadecuada técnica de cocimiento, actúan como puntos de estrés y provocan un mayor desgaste. El glaseado y/o pulido cerámico pueden influenciar en el estadio previo del proceso de desgaste, pero el efecto positivo de la superficie glaseada y/o pulida se pierde rápidamente cuando el material es colocado en función. La caracterización interna de las cerámicas es recomendada debido a que los materiales pulidos contienen óxidos metálicos abrasivos.⁷

Cristales: la porcelana dental esta compuesta de sílice que es modificado por fundentes como CaO, K₂O, Na₂O, B₂O₃ y Al₂O₃. Con una composición apropiada de óxidos y cristales de leucita (K₂O. Al₂O₃. 4SiO₂) son formados para mejorar las propiedades mecánicas y controlar el coeficiente de expansión térmica de las cerámicas.⁷

Los cristales incorporados a la matriz vítrea son los responsables del gran desgaste a la dentición antagonista debido a su alta dureza. El potencial de abrasividad de los cristales también varía dependiendo del tipo, contenido, morfología y distribución de las partículas cristalinas. El potencial abrasivo de las cerámicas vítreas contiene de 45-50% de cristales comparado con una aleación de oro.⁷

El bajo potencial de abrasividad de las cerámicas puede ser debido al tipo de cristales, el patrón de distribución del cristal y al pequeño tamaño de los cristales. Un estudio in vitro reportó que una cerámica no cristalina era más abrasiva que una porcelana cristalina.⁷

Otros factores como la proporción, el tipo, la morfología y la distribución de las partículas cristalinas en una matriz vítrea deben ser optimizados para mejorar el comportamiento del desgaste y otras propiedades mecánicas de la cerámica.⁷

Capa cerámica y coloración: durante el procedimiento de glaseado, una capa cerámica se produce, ésta consiste de líneas cristalinas orientadas perpendicularmente a la superficie externa de la vitrocerámica. Ésta capa es considerada muy abrasiva para el esmalte de la dentición antagonista.⁷

Degradación de la superficie por ataque ácido: las superficies cerámicas son susceptibles al ataque ácido y/o alcalino de la cavidad bucal. De esta manera, los hábitos de alimentación y los problemas sistémicos del paciente pueden ser controlados, para mantener de la manera posible un pH neutral.

Si una cerámica desgastada es además sujeta a una disfunción oclusal o hábitos parafuncionales como el rechinar o bruxismo, el proceso de desgaste puede acelerarse. Debido a esto, cualquier alteración de la superficie de la cerámica y del esmalte antagonista debe ser monitoreada continuamente.⁷

Efecto de la superficie de terminado: los materiales cerámicos intrínsecamente tienen múltiples errores, debido a la distribución no homogénea de los cristales en la matriz vítrea. Los defectos adicionales producidos durante el procesamiento de la cerámica reducen su fuerza y aumenta el desgaste al esmalte antagonista. Suprimiendo esto puede mejorar la fuerza y reducir la abrasividad de las cerámicas dentales.⁷

Cuando se procesa a una baja temperatura, la superficie glaseada produce una superficie vítrea e higiénica e incrementa la fuerza de la cerámica. Se pensaba que la superficie glaseada también reducía el desgaste del diente antagonista; sin embargo, la capa glaseada es fácilmente retirada mediante un ajuste oclusal, o después de un corto período en función. Si la superficie expuesta no es pulida adecuadamente, la superficie puede acelerar el desgaste abrasivo a la dentición opuesta, incrementando la acumulación de placa y reduciendo la fuerza de las restauraciones cerámicas.⁷

Hay dos métodos comúnmente usados para reportar el desgaste de los materiales de restauración, estos son el volumen de material eliminado (volumen perdido) y la pérdida de altura vertical (altura perdida). Este último es más relevante clínicamente, debido a su relación con la disminución de la dimensión vertical.¹¹

Pérdida de volumen: el medio ambiente oral artificial ha demostrado una gran relación con el desgaste clínico, asumiendo que 250,000 ciclos simulan un año de desgaste clínico en condiciones bucales normales. ¹¹

Mostrando que el esmalte se desgasta tres veces menos si se opone a un material no pulido de Dicor. El material Dicor no pulido es entonces una alternativa para la porcelana si se opone a esmalte antagonista. ¹¹ Sin embargo, el coeficiente de desgaste de una porcelana Dicor coloreada fue cinco veces mas que el coeficiente de una cerámica no coloreada. ¹¹

Altura perdida: la pérdida de esmalte por una restauración cerámica se incrementa dramáticamente con la adición del coloreado. Mientras que ésta pérdida de esmalte puede ser crucial, puede no tener un efecto clínico inmediato en la oclusión. Una cantidad considerable de esmalte puede ser perdida con una limitada pérdida de la dimensión vertical, si es que el desgaste es distribuido a una gran área de la superficie oclusal. La porcelana coloreada y la cerámica Dicor coloreada crean una pérdida similar de la dimensión vertical. ¹¹

La adición de coloración externa a la restauración cerámica causa un aumento en el desgaste del esmalte de dos a cinco veces más que una porcelana no pulida. ¹¹

Existe una tendencia entre los fabricantes y clínicos a igualar la dureza del material con su potencial de abrasión al esmalte antagonista ⁴⁻¹³. Para casi todos los materiales, metales en particular, se cree que la resistencia al desgaste es directamente proporcional a la dureza., tal como se expresa en la teoría de Archard (1953). ²³

Esta relación ha sido verificada experimentalmente por Babichev (1962) donde la dureza es controlada por las partículas de las fuerzas interatómicas. Sin embargo, esta relación, no parece ser válida para los materiales como las cerámicas, en cuyo caso la dureza es determinada mas por la no-homogeneidad microestructural.²³

Un análisis hipotético del desgaste de cerámica por un material duro fue reportado por Evans y Marshall (1980); ellos mostraron que cuando la cerámica se deslizaba, el desgaste no ocurría usualmente por deformación plástica, como en los metales, sino por fractura. Las características microestructurales, incluyendo la porosidad y el tamaño del grano, estaban implicadas en el proceso de desgaste.²³

CONCLUSIONES

La cerámica es probablemente el primer material artificial de restauración fabricado por el hombre, que desde su aparición ha demostrado ser el material más biocompatible y más estético con el que se cuenta en la Odontología.

La porcelana está compuesta por tres elementos o compuestos que son el feldespato, la sílice y el caolín; y el porcentaje de cada uno de ellos hacen la diferencia en ser porcelana de uso industrial a porcelana de uso odontológico.

Según la temperatura de procesado con que se lleven a cabo las porcelanas se clasifican en alta, media, baja fusión y de temperatura ambiente; dentro de las cuales las de baja fusión resultan ser las más adecuadas para el uso en la odontología restaurativa, ya que durante su enfriamiento, sufren menos cambios dimensionales, lo que se traduce en menos grietas y una menor superficie porosa de la porcelana.

La mayor desventaja de las cerámicas dentales es su resistencia a la abrasión ante los dientes antagonistas debido a su dureza; en este caso la presencia de leucita como componente en las porcelanas proporciona a éstas un aumento en su resistencia.

Idealmente una restauración estética debería tener el mismo rango de abrasión que el esmalte al que va a reemplazar (20 a 40 μ m por año); además de que la restauración no debe de aumentar el promedio de desgaste ante una superficie opuesta, en este caso de esmalte dental.

Por ello, el uso de las porcelanas trajo consigo no solo beneficios y una estética agradable, sino también un proceso no deseado que es la abrasión; ésta no es causada por un solo factor, sino por la interacción de diversos mecanismos, que van desde una mala técnica de cepillado hasta el uso inadecuado de los materiales cerámicos ante el esmalte antagonista.

El desgaste dental es un fenómeno en la cavidad oral caracterizado por la pérdida de la forma anatómica original; de ahí la importancia de una selección adecuada del material de restauración que preserve una función normal y una armonía oclusal.

El desgaste clínico ocurre cuando dos materiales se deslizan uno contra otro. El desgaste in vivo, ocurre en ambas áreas oclusales funcionales y en movimientos parafuncionales; muchos de los desgastes son el resultado de una actividad parafuncional; y el desgaste se acelera en presencia de un tercer cuerpo.

Las porcelanas aluminosas son más resistentes y estéticas que las feldespáticas, sin embargo al incorporarse alúmina a una porcelana feldespática se obtiene una restauración mate y muy resistente, por ello en la actualidad muchas cerámicas aumentaron su cantidad de alúmina, ya que se obtenían estos efectos no deseados, entonces, se utilizó en los núcleos de las cerámicas para proporcionar mayor resistencia.

En un esfuerzo por conseguir un material cerámico que contase con mejores propiedades, se pensó en utilizar los materiales vitrocerámicos, los cuales unieron las características y ventajas de los vidrios modernos a las de los antiguos materiales cerámicos, presentando dificultades en cuanto a su coloración ya que el resultado no es tan natural como el de la porcelana convencional, tal es el caso de la porcelana Dicor (DI) que requiere de un

recubrimiento de una capa de vidrio coloreado para mejorar sus propiedades estéticas, y se le conoce como porcelana Dicor con color (DG).

Gracias a los diferentes estudios in vitro e in vivo, se sabe que las porcelanas vitrocerámicas son menos abrasivas y más resistentes al desgaste que las porcelanas convencionales.

Las porcelanas de baja fusión, causan un desgaste menos significativo de esmalte, en comparación con las porcelanas tradicionales feldespáticas.

Después de diversos estudios efectuados a las porcelanas glaseadas se demostró que la capa pulida se perdía fácilmente durante su ajuste oclusal o después de cierto tiempo en boca; pero si no se pulen favorecen la acumulación de placa dentobacteriana y la reducción de la dureza de la porcelana; y se determinó que cuando el esmalte es opuesto a una porcelana no glaseada y no pulida, ésta aumenta su potencial de abrasión.

El objetivo de esta tesina ha sido el auxiliar al estudiante, al profesional y al técnico, al momento de seleccionar la cerámica a utilizar, recordando que deben considerarse las características de cada material cerámico como su dureza, resistencia friccional, resistencia a la fractura, así como los factores microestructurales (porosidad y cristales) para poder ofrecer una buena opción restaurativa que se adecue a las necesidades individuales de los pacientes.

FUENTES DE INFORMACIÓN

1. Álvarez Fernández María Ángeles. Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. RCOE, volumen 8, número 5; sep – oct 2003. <http://www.scielo.isciii.es/scielo.php>
2. <http://www.blanqueamientodental.com/propiedades>
3. Schuh Christian, Kinast E. Julio, Mezzomo Elio and Pereira Kapczinski. Effect of glazed and polished surface finishes on the friction coefficient of two low-fusing ceramics. The Journal of Prosthetic Dentistry 2005. Volume 93, Number 3; 345-251.
4. Maria R Pintado, Gary C. Anderson, DDSb, Ralph DeLong, DDS, MS, PhDc, William H. Douglas, BDS, MS, PhDd. Variation in tooth wear in young adults over a two-year period. The Journal of Prosthetic Dentistry 1997. Volume 77, Number 3; 313-320.
5. Al-Hiyasat, Saunders, and Smith. Three-body wear associated with three ceramics and enamel. The Journal of Prosthetic Dentistry 1999. Volume 82, Number 4; 476-481.
6. R. R. Seghi, S.F. Rosentiel and P. Bauer Abrasion of human enamel by different dental ceramics *in vitro*. Journal of Dentistry Rest. 1991. Volume 70 Number 3; 221-225.
7. Oh Won-suck, DeLong Ralph and Anusavice Kenneth. Factors affecting enamel and ceramic wear: A literature review. The Journal of Prosthetic Dentistry 2002. Volume 87, Number 4; 451-457.

8. Metzler Kurt, Woody Ronald, Miller Amp and Miller Barbara. In vitro investigation of the wear of human enamel by dental porcelain. The Journal of Prosthetic Dentistry 1999. Volume 81, Number 3; 356-363.
9. Ramp Merrie, Suzuki Shiro, Cox Charles. Evaluation of wear : enamel opposing three ceramic materials and a gold alloy. The Journal of Prosthetic Dentistry 1997. Volume 77, Number 5; 523-530.
10. Koczorowski R. and Wloch. (1999). Evaluation of wear selected prosthetic materials in contact with enamel and dentin. The Journal of Prosthetic Dentistry. Volume 81, Number 4; 453-459.
11. DeLong Ralph, Pintado Maria and Douglas William. The wear of enamel opposing shaded ceramic restorative materials: an in vitro study. The Journal of Prosthetic Dentistry 1992. Volume 68, Number 1; 42- 48.
12. Jacobi R. Shillinburg HT Jr. Duncanson MG. A comparison of the abrasiveness of six ceramic surfaces and gold. The Journal of Prosthetic Dentistry 1991. Volume 66; 303-309.
13. Jagger DC, Harrison A. An in vitro investigation into the wear effects of selected restorative materials on enamel. Journal Oral Rehabil 1995. Volume 22; 275-281.
14. http://www.tdx.cesca.es/TESIS_UB
15. <http://www.medilegis.com/BancoConocimiento/O/Odontológica>
16. <http://www.monografias.com>
17. <http://www.arquys.com>

18. Esponda, V. R. Anatomía Dental, México, UNAM, 1977.
19. <http://www.caries.info/esmalte.htm>
20. Finn Geneser. Histología, sobre bases biomoleculares. Tercera edición. Editorial Médica Panamericana, 2000.
21. David H. Cornmack, Ph. D. Histología de Ham. 9^a edición. Editorial Harla. México.
22. Fawcett, Don W. Bloom/Fawcett. Tratado de Histología. 11^a edición. Editorial Interamericana/McGraw-Hill, 1987.
23. http://www.dentalfind.com/glossary/tooth_abrasion.html
24. <http://wwwfdiworldental.com>
25. <http://www.ucm.es/BUCM/tesis/odo/ucm-t27984.pdf>
26. Acta Odontológica Venezolana. Volumen 37 Número 3, Caracas, Diciembre 1999. <http://www.scielo.org.ve/scielo.php>
27. <http://www.blanqueamientodental.com/porcelana>
28. <http://www.webodontologica.com>
29. <http://www.odontología-online>.
30. Kelly JR, Nishimura I., Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspective. J Prosthet Dent 1996;75:18-25.
31. Mahalick , J.A.; Knap, F.J. and Weiter, E.J. (1971): Occlusal Wear in Prosthodontics, J Am Dent Assoc 82:154-159.

32. Monasky, G.E. and Taylor, D.F. (1971): Studies on the Wear of Porcelain, Enamel, and Gold, *J Prosthet Dent* 25:299-306.
33. DeLong, R and Douglas, W.H. (1983): Development of an Artificial Oral Environment for the Testing of Dental Restoratives: Biaxial Force and Movement Control, *J Dent Res* 62:32-36.
34. Cho, S.J., Hockey, B.J.; Lawn, B.R.; and Bennison, S.J. (1989): Grain size and R-curve Effects in the Abrasive Wear of Alumina, *J Am Ceram Soc* 72:1249-1252.
35. Ekfeldt, A. and Philo, G. (1988): Occlusal Contact Wear of Prosthodontic Materials, *Acta Odontol Scand* 46:159-169.
36. Philo, G. (1988): Flexural Strength and Internal Defects in some Dental Porcelains, *Acta Odontol Scand* 46:313-322.
37. Rice, R.W. (1985): Micromechanics of Microstructural Aspects of Ceramic Wear, *Ceram Eng Sci Proc* 6:940-958.
38. Wu, C.C.M. and Rice, R.W. (1985): Porosity Dependence of Wear and other Mechanical Properties on Fine-grain Al_2O_3 and B_4C , *Ceram Eng Sci Proc* 6:977-994.
39. Wu, C.C.M. and Rice, R.W.; Johnson, D.; and Platt, B.A. (1985): Grain Size Dependence of Wear in Ceramics, *Ceram Eng Sci Proc* 6:995-1011.
40. Kelly JR, Nishimura I., Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspective. *J Prosthet Dent* 1996; 75:18-25.
41. Malving E Ring. Historia ilustrada de la odontología. Barcelona: Mosby/Doyma; 1985.

42. Marco Antonio Bottino. Estética en Rehabilitación Oral. Metal free. Capítulo 5 Materiales Cerámicos; Pp. 213- 329.

43. Biblioteca de Consulta Encarta 2005.

44. Ronald E Goldstein. Odontología estética. Volumen II. Editorial Ars Medica. Pp. 521 – 545.