



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**CERÁMICAS DENTALES: CLASIFICACIÓN Y
CRITERIOS DE SELECCIÓN.**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N A D E N T I S T A

P R E S E N T A:

ADRIANA MONROY NAVARRETE

TUTORA: C.D. MARÍA GUADALUPE GARCÍA BELTRÁN



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Son muchas las personas a las que me gustaría agradecer, su amistad, apoyo y compañía en las diferentes etapas de mi vida. Algunas están conmigo y otras en mis recuerdos y en el corazón, quiero darles las gracias por formar parte de mí, y por todo lo que me han brindado.

Este trabajo está dedicado a mis padres y hermana por todo el apoyo y amor que me han dado a lo largo de mi vida, por estar presentes en mis logros y fracasos y por ayudarme a cumplir mi sueño. A mi mamá por la paciencia y consejos que siempre me ha dado y sin ti jamás hubiera alcanzado mi sueño. A mi papá por estar siempre a mi lado, por su inmenso apoyo y por confiar en mí en todo momento. A mi hermana por todos sus consejos, regaños y por ser mi ejemplo, los amo.

A mi abuela, tíos y primos por la comprensión y el amor que me han dado para poder terminar con esta etapa importante de mi vida.

A todos mis amigos sin excluir a ninguno por ser parte de mí, y por creer en mí, por todos los momentos que compartimos juntos y sobre todo por todo el cariño que me han dado. Gracias por su amistad ya que sin ustedes no hubiera sido lo mismo, los quiero.

A la Dra. García por el inmenso apoyo, por sus consejos y por la paciencia que siempre me tuvo, gracias por todo.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	4
OBJETIVOS	6
Objetivo general	6
Objetivos específicos.....	6
CAPÍTULO I	7
CLASIFICACIÓN DE LAS CERÁMICAS DENTALES	7
1.1 Por su composición química	7
1.1.1 Cerámicas Feldespáticas.....	9
1.1.2 Cerámicas Aluminosas	12
1.1.3 Cerámicas Circoniosas.....	16
1.2 Según su temperatura de fusión	21
1.2.1 Cerámicas de Alta Fusión.....	22
1.2.2 Cerámicas de Media Fusión	22
1.2.3 Cerámicas de Baja Fusión.....	22
1.2.4 Cerámicas de Muy Baja Fusión.....	23
1.2.5 Cerámicas a Temperatura Ambiente	24
1.3 Por la técnica de confección	26
1.3.1 Condensación sobre muñón refractario	26
1.3.2 Por colado o inyección	28
1.3.3 Tecnología asistida por ordenador.....	30
CAPÍTULO II	36
CRITERIOS DE SELECCIÓN	36
2.1 Estética.....	36
2.2 Resistencia a la fractura	39
2.3 Ajuste marginal.....	42
2.4 Durabilidad.....	44
2.5 Desgaste de los dientes antagonistas.....	46
2.6 Cementación.....	48
2.7 Indicaciones y contraindicaciones	52
CAPÍTULO III	54
CONSIDERACIONES CLÍNICAS	54
CONCLUSIONES	62
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	63

INTRODUCCIÓN

Un material cerámico es aquel de naturaleza inorgánica o mineral no metálico, que se procesa mediante calor, en un horno o al fuego. Las porcelanas son las cerámicas de mejor calidad, obtenidas de materias primas debidamente seleccionadas, que una vez cocidas presentan menor porosidad, mejores propiedades mecánicas, con un excelente aspecto y un acabado superficial.

Las porcelanas dentales se componen principalmente de óxidos metálicos y otros materiales cerámicos tradicionales. Estas pueden clasificarse dependiendo de su composición, temperatura de cocción, ó por el proceso de fabricación.

En la rehabilitación protésica existe una lucha constante por obtener una excelencia en la estética y biocompatibilidad, por eso existen materiales estéticos con resultados predecibles, tratando de cumplir con los requisitos básicos: estética, exactitud, adaptación marginal, resistencia y tolerancia biológica, dejando atrás el uso del metal en las restauraciones; ya que no cumplía con los requisitos de estética.

Los tratamientos con restauraciones totalmente cerámicas, se están convirtiendo en una parte importante de los tratamientos dentales. Esto no es solamente debido a la naturaleza estética de los materiales cerámicos, sino también a las excelentes propiedades mecánicas de los nuevos sistemas cerámicos.

El propósito de este trabajo es conocer las diversas cerámicas con propiedades y aplicaciones muy diferentes en función de su composición química y proceso de síntesis, para seleccionar el sistema cerámico más

adecuado, y conocer el comportamiento de estos materiales analizando los requisitos básicos de cualquier prótesis fija: resistencia a la fractura, precisión de ajuste marginal, estética y durabilidad.

OBJETIVOS

Objetivo general

Identificar las diversas clasificaciones y los distintos criterios de selección de las cerámicas dentales.

Objetivos específicos

- Conocer las diferencias que existen, así como las aplicaciones de las cerámicas dentales por medio de su composición química, su punto de fusión, y su método de elaboración.
- Conocer los diferentes características de las cerámicas dentales.

CAPÍTULO I

CLASIFICACIÓN DE LAS CERÁMICAS DENTALES

El término cerámica proviene de la palabra griega *Keramos*, que se define como un material inorgánico, no metálico. La porcelana es un tipo específico de cerámica, más dura, translúcida y de amplia difusión.¹

Estas pueden clasificarse dependiendo de su composición, temperatura de cocción, ó por el proceso de fabricación.

1.1 Por su composición química

Químicamente, las porcelanas dentales se pueden agrupar en tres grandes familias: feldespáticas, aluminosas y circoniosas.

La gran mayoría de las cerámicas dentales, tienen una estructura mixta, es decir, son materiales compuestos formados por una matriz vítrea (cuyos átomos están desordenados) en la que se encuentran inmersas partículas más o menos grandes de minerales cristalizados (cuyos átomos están dispuestos uniformemente).

Todas las porcelanas están compuesta por tres materiales fundamentales (figura 1), cuya proporción varía de acuerdo a las propiedades que se quieren obtener o modificar y son: feldespato, cuarzo o sílice y caolín²

La fase vítrea es la responsable de la estética de la porcelana mientras que la fase cristalina es la responsable de la resistencia. Por lo tanto, la micro estructura de la cerámica tiene una gran importancia clínica ya que el

comportamiento estético y mecánico de un sistema depende directamente de su composición. Por ello, conviene recordar los cambios estructurales que se han producido en las porcelanas a lo largo de la historia hasta llegar a las actuales cerámicas.³

Compuesto	Proporción aprox. en el total de la cerámica	Función
Feldespatos	75-85%	Forma la base vítrea de la porcelana (translucidez)
Sílice	12-22%	Forma la fase cristalina
Caolín	3-5%	Manejabilidad de la masa (opacidad)
Fundentes	Variable	Disminuyen el punto de fusión
Pigmentos	Menor al 1%	Proporcionan color y textura

Figura 1. Compuestos de las porcelanas dentales²

Además de los componentes básicos, existen otros componentes que aunque en menor proporción, contribuyen a mejorar el aspecto y brindar mejores propiedades ópticas.

Las porcelanas dentales presentan una dualidad estructural, el feldespato una vez fundido con los óxidos metálicos solidifica en forma vítrea, y son por tanto vidrios desde el punto de vista estructural, mientras que el cuarzo contribuye con la fase cristalina.^{1,3}

Los distintos colores dependen de la presencia de óxidos metálicos y de su concentración, de tal forma que con un mismo óxido se obtienen distintas gamas de un color.

1.1.1 Cerámicas Feldespáticas

Las primera coronas cerámicas feldespáticas fueron creación de Land, ya que patentó un sistema de cocción para los dientes de porcelana sobre una hoja de platino, estas coronas eran utilizadas principalmente en dientes anteriores ya que eran muy débiles.¹

Las primeras porcelanas de uso dental tenían la misma composición que las porcelanas utilizadas en la elaboración de piezas artísticas. Contenían exclusivamente los tres elementos básicos de la cerámica: feldespato, cuarzo y caolín. Con el paso del tiempo, la composición de estas porcelanas se fue modificando hasta llegar a las actuales cerámicas feldespáticas, que constan de un magma de feldespato en el que están dispersas partículas de cuarzo y, en bajas concentraciones, caolín.

El feldespato, al descomponerse en vidrio, es el responsable de la translucidez de la porcelana. El cuarzo constituye la fase cristalina. El caolín confiere plasticidad y facilita el manejo de la cerámica cuando todavía no está cocida. Conjuntamente, se añaden pigmentos para obtener distintas tonalidades.^{4,5}

Al tratarse básicamente de vidrios poseen unas excelentes propiedades ópticas que nos permiten conseguir unos buenos resultados estéticos; pero al mismo tiempo son frágiles y, por lo tanto, no se pueden usar en prótesis fija si no se apoyan sobre una estructura. Por este motivo, estas porcelanas se utilizan principalmente para el recubrimiento de estructuras metálicas o cerámicas.⁶

Debido a la demanda de una mayor estética en las restauraciones, se fue modificando la composición de las cerámicas hasta encontrar nuevos

materiales que tuvieran una tenacidad adecuada para confeccionar restauraciones totalmente cerámicas. En este contexto surgieron las porcelanas feldespáticas de alta resistencia. Éstas tienen una composición muy similar a las anteriores. Poseen un alto contenido de feldespato pero se caracterizan porque incorporan a la masa cerámica determinados elementos que aumentan su resistencia mecánica (100-300 MPa).

Su composición química es un 57-80% de cuarzo, un 11-19% de óxido de litio y un 0-5% de óxido de aluminio. La incorporación de estas partículas cristalinas conlleva a un aumento de la resistencia a la flexión.^{4,6}

Con estas porcelanas únicamente se confeccionan núcleos internos de restauraciones, recubriéndolos con cerámicas de flúor apatita.

Entre los sistemas más representativos encontramos:

- Optec-HSP (Jeneric), Fortress® (Myron Int), Finesse® AllCeramic (Dentsply) e IPS Empress® (Ivoclar): Deben su resistencia a una dispersión de microcristales de leucita, repartidos de forma uniforme en la matriz vítrea. La leucita refuerza la cerámica porque sus partículas al enfriarse sufren una reducción volumétrica porcentual mayor que el vidrio circundante. Esta diferencia de volumen entre los cristales y la masa amorfa genera unas tensiones residuales que son las responsables de contrarrestar la propagación de grietas.
- IPS Empress® II (Ivoclar): Este sistema consta de una cerámica feldespática reforzada con disilicato de litio y ortofosfato de litio. La presencia de estos cristales mejora la resistencia pero también aumenta la opacidad de la masa cerámica. Por ello, con este material solamente podemos realizar la estructura interna de la restauración. Para conseguir un buen resultado

estético, es necesario recubrir este núcleo con una porcelana feldespática convencional.

- IPS e.max® Press/CAD (Ivoclar): Estas nuevas cerámicas feldespáticas están reforzadas solamente con cristales de disilicato de litio. No obstante, ofrecen una resistencia a la fractura mayor que Empress II debido a una mayor homogeneidad de la fase cristalina. Al igual que en el sistema anterior, sobre estas cerámicas se aplica una porcelana feldespática convencional para realizar el recubrimiento estético mediante la técnica de capas.^{8,9}

1.1.2 Cerámicas Aluminosas

La resistencia relativamente baja de las porcelanas feldespáticas indujo a Mclean a desarrollar una cerámica reforzada por alúmina¹⁰. Esta porcelana incorpora de cuarenta a cincuenta por ciento de cristales de óxido de aluminio (figura 2) a las porcelanas tradicionales, dándole alta resistencia a la estructura ya que impiden la propagación de grietas. La adición de óxido de aluminio aumenta cerca de dos veces el módulo de ruptura; por lo tanto, esta adición reduce la translucidez de la porcelana aluminizada.¹¹

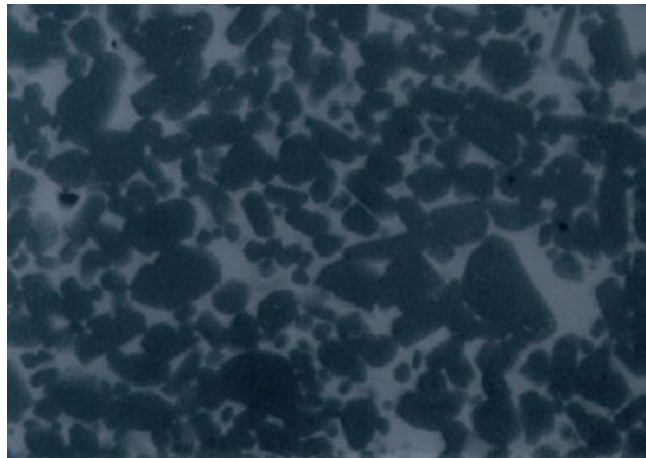


Figura 2. Microestructura de la cerámica aluminosa

Cuando la proporción de alúmina supera el 50% se produce un aumento significativo de la opacidad. Por este motivo, en la actualidad las cerámicas de alto contenido en óxido de aluminio se reservan únicamente para la confección de estructuras internas, siendo necesario recubrirlas con porcelanas de menor cantidad de alúmina para lograr un buen mimetismo con el diente natural.^{10,12}

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.

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.^{13,14,15}

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. 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 éste compuesto para las capas más internas.¹⁵

Actualmente los núcleos de alúmina de alta resistencia están perfectamente establecidos y ha conducido a las cerámicas aluminosas de colado fraccionado. El material se conforma en una capa sólida sobre la superficie de un molde poroso (cofia) que succiona la fase líquida por medio de fuerzas capilares. Esta cofia de alúmina que tiene un tamaño de partícula de 0,5 a 3,5 μm es recubierto con porcelana de tipo aluminosa. Tras el modelado se infunde vidrio de baja fusión de expansión térmica similar que se mezcla y

difunde a través de la alúmina porosa por acción capilar produciendo una estructura de composición vitroalúmina muy densa.^{15,16}

Los sistemas más representativos son:

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

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

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

- ProCera[®] AllCeram (Nobel Biocare): Este sistema emplea una alúmina de elevada densidad y pureza (>99,5%). Sus cofias se fabrican mediante un proceso industrial de prensado isostático en frío y sinterización final a 1550 C°. Con esta técnica, el material se compacta hasta su densidad teórica, adquiriendo una microestructura completamente cristalina.^{9,12,15}

1.1.3 Cerámicas Circoniosas

El óxido de zirconio (ZrO_2) fue descubierto por Hussak en 1892 bajo la forma de badeleyita. Ha sido utilizado durante décadas en la industria con diferentes fines y actualmente está en uso en la industria dental, debido a sus propiedades tanto mecánicas como ópticas.

El óxido de zirconio puro puede encontrarse en función de la temperatura, en tres formas cristalinas: cúbica, tetragonal y monoclinica; pudiendo presentarse también con forma ortorrómbica a altas presiones. La cristalización en estructura monoclinica, es como aparece en la naturaleza, es decir, a temperatura ambiente, la circonia cristaliza en forma monoclinica y la cristalización en estructura tetragonal metaestable estabilizada gracias al itrio, es como se manipula y se presenta de manera comercial, al calentarse a $1.170^{\circ}C$, sufriendo una transformación alotrópica. Si la temperatura sigue aumentando hasta alcanzar los $2.370^{\circ}C$ se produce el cambio a estructura cúbica, fase en la que se mantiene hasta llegar a su punto de fusión ($2.680^{\circ}C$).¹⁶

A nivel odontológico, estas cerámicas de última generación están compuestas por óxido de zirconio altamente sinterizado (95%), estabilizado parcialmente con óxido de itrio (5%). El óxido de zirconio (ZrO_2) también se conoce químicamente con el nombre de circonia o circona.

La principal característica de este material es su elevada tenacidad debido a que su microestructura es totalmente cristalina y además posee un mecanismo de refuerzo denominado “transformación resistente”, transformación de endurecimiento” o “robustecimiento de la transformación”. Este fenómeno descubierto por Garvie & cols¹⁶. en 1975 consiste en que la circonia parcialmente estabilizada ante una zona de alto estrés mecánico

como es la punta de una grieta sufre una transformación de fase cristalina, pasa de forma tetragonal a monoclinica, adquiriendo un volumen mayor (figura 3).^{16,17}

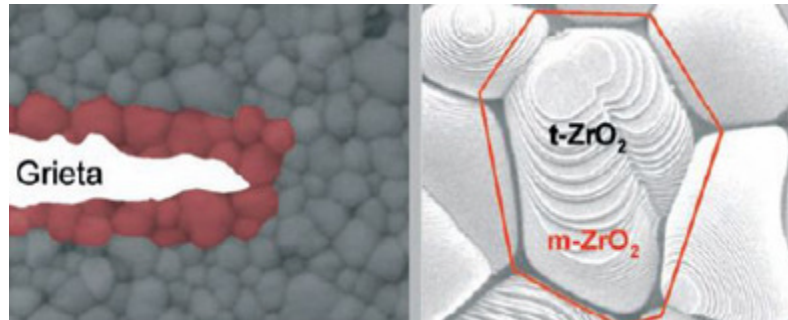


Figura 3. Transformación de fase cristalina en la circonia

De este modo, se aumenta localmente la resistencia y se evita la propagación de la fractura. Esta propiedad le confiere a estas cerámicas una resistencia a la flexión entre 1.000 y 1.500 MPa, superando con un amplio margen al resto de porcelanas, presentando una tenacidad de rotura de 9 MPa.

Por ello, al circonio se le considera el “acero cerámico”. Estas características físicas han convertido a estos sistemas en los candidatos idóneos para elaborar: componentes de las prótesis de cadera, pernos radiculares prefabricados, pilares cerámicos para implantes en zonas muy exigentes desde el punto de vista estético, prótesis cerámicas en zonas de alto compromiso mecánico.^{7,16,18}

Existen 2 formas o sistemas de fresar circonio:

❖ CAD/CAM

Donde mediante un ordenador se diseña en CAD y se envía a una unidad de fresado CAM la estructura, y esta unidad fresa un bloque de circonio dejando la estructura hecha con una gran exactitud y una calidad única. Los sistemas

más representativos son CEREC, WIELAND, ROLAND, LAVA, CERCOM, etc.

Estos utilizan circonio con contracción post-sinterización del 20%. El mecanizado del bloque presintetizado en la unidad fresadora CAD/CAM es un método de procesamiento sumamente optimizado.

❖ PANTOGRAFÍA:

Donde el protésico elabora en cera lo que debería ser la estructura del puente y mediante un duplicador, se duplica lo encerado en el bloque de circonio, con menos calidad que los sistemas CAD/CAM, los más famosos son ZIRKONZAHN y CERAMILL, estos utilizan circonio con contracción post-sinterización del 26%, que es más blando, y se aprovecha menos el bloque.^{16,18}

Cada casa comercial realiza sus propios bloques para cada sistema CAD/CAM concreto, existiendo múltiples marcas comerciales de óxido de circonio, como VITA In-Ceram YZ CUBES, IPS e.max ZirCAD, ZH-Blanks en KaVo EVEREST, Cercon Base en Cercon Smart Ceramics, Procera All Zirkon para Procera, etc.

Estos bloques presentan un prensado isostático y una alta sinterización; y sólo pueden ser fresados por sistemas que tengan la capacidad de conversión, es decir, que la estructura una vez fresada es un 20-30% mayor que el resultado final cuando esté totalmente sinterizado a una temperatura de 1.300-1.500°C.

Estos bloques llevan un código de barras que permite al sistema CAM realizar el fresado según la contracción de sinterización.

Actualmente las investigaciones están enfocadas a aumentar la fiabilidad de las estructuras cerámicas monofásicas aluminosas y circoniosas. Recientemente, se ha demostrado que la circonia tetragonal metaestable en pequeñas proporciones (10-15%) refuerza la alúmina de forma significativa.^{8,12,18}

No obstante existen sistemas que realizan el fresado de este material endurecido, evitando su posterior cocción, pretendiendo obtener mejores resultados de resistencia; este es el caso, por ejemplo, de DC-Zirkon, para el sistema DCS, óxido de zirconio de fresado en duro.

Sus indicaciones son la confección de puentes de hasta 14 piezas. De entre sus propiedades destacan su color blanco, su alta dureza (fuerza flexural de 1.200Mpa) y pureza del 99,9% . Este tipo de cerámica se perfila como un material, de los más estables, muy prometedor para la fabricación de subestructuras de puentes tanto a nivel del sector anterior como posterior.^{4,7,13,18}

Ventajas y desventajas de las cerámicas

	Porcelanas Feldespáticas y Aluminosas	Circoniosas
Ventajas	<ul style="list-style-type: none"> • Estabilidad química • Buenas propiedades ópticas • Biocompatibilidad muy buena • Elevada resistencia mecánica • Coeficiente de expansión próximo al diente • Buen ajuste marginal • radio opacidad 	<ul style="list-style-type: none"> • Escasa contracción durante y después del procesado • Muy translucidas • Muy estéticas • Menor desgaste de antagonistas
Desventajas	<ul style="list-style-type: none"> • Porosidad • Fragilidad • Gran contracción durante el procesado • Desgaste de antagonistas • Proceso de laboratorio largo 	<ul style="list-style-type: none"> • Fragilidad

1.2 Según su temperatura de fusión

Los materiales cerámicos se caracterizan por las siguientes propiedades:

- Son muy duros y presentan una gran resistencia mecánica al rozamiento, y al desgaste.
- Son capaces de soportar altas temperaturas.
- Tienen gran estabilidad química y son resistentes a la corrosión.
- Poseen una amplia gama de cualidades eléctricas.^{2,4}

Resistencia a la temperatura

Esta propiedad se fundamenta en tres características de los materiales cerámicos: elevado punto de fusión, bajo coeficiente de dilatación y baja conductividad térmica.

Su elevado punto de fusión supera el de todos los metales. Su bajo coeficiente de dilatación los hace particularmente resistentes a los choques térmicos. Otros materiales, en esta circunstancia, experimentan cambios de volumen que determinan la aparición de grietas y su posterior rotura.¹⁹

Su baja conductividad térmica permite su empleo como aislantes.

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.

La temperatura de fusión ha sido la forma clásica de clasificar las cerámicas, y según esto distinguimos cinco tipos de cerámica:^{19,20}

1.2.1 Cerámicas de Alta Fusión

Son propias de la industria, y se utilizan para la confección de dientes artificiales prefabricados para las prótesis removibles. Suelen tener importantes cambios dimensionales (1280-1390 °C)

Es la porcelana más fuerte, insoluble, translúcida, aun después de ser horneada. Son fáciles de glasear.^{20,21}

1.2.2 Cerámicas de Media Fusión

Su composición ha sido modificada con fundentes para lograr disminuir la temperatura de fusión. (1090-1260 °C)

Propias del laboratorio junto con las de baja y muy baja fusión, éstas son empleadas para realizar las coronas *Jacket* sobre lámina de platino.

Las porcelanas de alta y media fusión tienen la misma microestructura y sus diferencias son en cuanto a la cantidad de fundentes que poseen en su composición.^{21,22}

1.2.3 Cerámicas de Baja Fusión

Destinadas a las técnicas de recubrimiento estético del metal en las coronas y puentes de metal-cerámica. (870-1065 °C)

En las técnicas ceramometálicas, es muy importante que los rangos de fusión de la cerámica y el metal estén alejados, para evitar la deformación del metal subyacente. Son las más empleadas.

Tiene ventajas como: permite repetidas cocciones preservando la microestructura cerámica, excelente ajuste marginal, índice de abrasión similar a los dientes naturales.^{21,22}

Una ventaja sobre el producto final que presentan las porcelanas de medio o bajo punto de fusión, es que durante el enfriamiento presentan menores cambios dimensionales, y como consecuencia existe una menor aparición de grietas y porosidades superficiales.

1.2.4 Cerámicas de Muy Baja Fusión

Se denominan también correctivas para rectificar contactos oclusales, puntos de contacto o para ser utilizadas con aleaciones de titanio. (660-780 °C)

Utilizadas en la técnica de metal-cerámica como recubrimiento de aleaciones de titanio u oro de baja fusión (tipo IV). Solas permiten la confección de inlays y onlays de cerámica.

Las razones por las que se aconseja utilizar temperaturas cada vez más bajas son disminuir los cambios dimensionales térmicos, adecuación a la aparición de nuevos materiales (titanio), usar porcelanas de baja fusión para el glaseado, y el ahorro energético.^{2,6,21}

1.2.5 Cerámicas a Temperatura Ambiente

Son cerámicas que se transforman o “procesan” en clínica a temperatura ambiente, o ya vienen listas para usar. Durante el proceso industrial requieren ser tratadas con calor, pero no pasan por las manos del técnico de laboratorio y es el clínico quien las adapta, coloca y retoca sin que la porcelana sea transformada (Sistema Sonicsys, CAD-CAM, brackets cerámicos).¹²

DENOMINACIÓN	Tª	INDICACIONES	VENTAJAS	INCONVENIENTES	COMPOSICIÓN PORCENTAJE
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 %) Óxido sodico (1,9 %) Óxido de aluminio (19 %) Óxido de litio (2,1 %) Óxido de litio (2,1 %) Óxido de Mg (0,5 %) Pentóxido de fósforo (0,7%)
Baja fusión	850-1100°C	Recubrimiento estético de núcleos aluminosos y técnicas ceramometálicas			Dióxido de sílice (69,4 %) Óxido bórico (7,5 %) Óxido calcico (1,9 %) Óxido potásico (8,3 %) Óxido sodico (4,8%) Óxido de aluminio (8,1 %)
Muy baja o ultrabaja fusión	<850°C	Combinación con metales como el titanio. 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	

Figura 4. Clasificación de las porcelanas por su punto de fusión.

La principal ventaja sobre el producto final que presentan las porcelanas de medio o bajo punto de fusión es que durante el enfriamiento acontecen menores cambios dimensionales lo que se traduce en menor aparición de

grietas y porosidad superficial, así como la posibilidad de que se puedan utilizar en técnicas ceramometálicas con metales con menor temperatura como el titanio.

Sin embargo, la deformación que sufren por cocciones repetitivas por ejemplo por causa de pruebas o reparaciones es un factor limitante en su uso. No obstante hoy por hoy las porcelanas de bajo punto de fusión son casi tan resistentes como las de alto punto de fusión y presentan una solubilidad y translucidez adecuadas.^{8,12,22}

Las cerámicas a temperatura ambiente se denominan así porque permiten trabajar en clínica directamente sin necesidad del concurso del laboratorio dental. Aunque hay poca documentación sobre ellas se trata más de una tendencia en alza que de una realidad cotidiana.

1.3 Por la técnica de confección

Los sistemas cerámicos se pueden clasificar en tres grupos: condensación sobre muñón refractario, sustitución a la cera perdida y tecnología asistida por ordenador.

1.3.1 Condensación sobre muñón refractario

Está basada en la obtención de un segundo modelo de trabajo duplicado del modelo primario, mediante un material refractario que no sufre variaciones dimensionales al someterlo a las temperaturas que requiere la cocción de la cerámica.

La porcelana se aplica directamente sobre estos troqueles termoresistentes. Una vez sintetizada, se procede a la eliminación del muñón y a la colocación de la prótesis en el modelo primario para correcciones finales.^{5,14,18}

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.

Cerámica In-Ceram. Es una cerámica aluminosa, se elabora con aparatología específica, mediante un procedimiento de tres pasos: primero un sinterizado convencional durante 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

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.

Cerámica Cerinate. Es una cerámica que se maneja por técnicas convencionales pero con costos bajos. Se trata de un material de composición básicamente feldespática, con la que se obtienen resultados estéticos óptimos, junto a una gran resistencia mecánica.

Cerámica Mirage II Fiber. Es una vitrocerámica constituida por dos masas cerámicas diferentes, la primera denominada Fiber contiene en su estructura filamentos de zirconia, con la que se elaboran las cofias y los núcleos de los pónicos, La segunda es una cerámica feldespática MIRAGE, con la que se recubre la anterior en caso de coronas y puentes, así como en la elaboración de carillas, inlays y onlays.^{9,13,23}

1.3.2 Por colado o inyección

Se manejan mediante técnicas semejantes a la de los metales, lo que significa elaborar un patrón de cera, que al aplicar el 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. Para este proceso se hace necesario un equipamiento especial.

Las principales ventajas que presentan son: la microestructura de la restauración viene definida por el fabricante y solo puede modificarse ligeramente durante el proceso de inyección.

Debido a la elevada viscosidad durante la fase de fluido se puede evitar la formación de una pronunciada y nada favorable capa de reacción con el revestimiento. Un excelente ajuste de la restauración. ^{9,11,17,24}

Dentro de este tipo de cerámica tenemos:

Cerámica vítrea colada IPS-Empres. Es una cerámica vítrea preceramizada, que se calienta en un molde cilíndrico y a continuación se prensa bajo presión para darle la forma. Esta cerámica 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. ^{22,23}

La técnica Empress está basada en la técnica tradicional de la cera perdida, y el material restaurador que debe ser comprimido es ceramizado previamente por el fabricante. La restauración con este sistema puede ser mejorada estéticamente mediante la técnica de tinción o la de adición por capas.

Es una cerámica que funde a unos 1100°C y precisa una máquina especial para efectuar el colado bajo presión. Esta cerámica no precisa ceramización, ya que está presente la leucita (un silicato de aluminio y potasio) en forma de pequeños cristales repartidos por la masa de material dispensado en forma de pastillas.²⁴

La técnica es la siguiente:

La restauración es tallada en cera, incluida en el revestimiento especial donde es quemada. El vidrio en forma de lingotes es fundido e inyectado en el revestimiento a través de una centrífuga especial. La restauración al ser retirada del revestimiento se presenta bastante frágil y transparente como un vidrio.

Luego es nuevamente incluida en el revestimiento donde sufrirá el proceso de ceramización o cristalización dirigida, a través de un largo ciclo térmico. Después de este proceso la restauración presenta una transparencia semejante a la del esmalte, estando lista para la pintura extrínseca y glaseamiento con las porcelanas fluidas.^{13,24}

1.3.3 Tecnología asistida por ordenador

El término CAD-CAM proviene de la abreviatura inglesa "Computer Aided Desing" (Diseño Asistido por Ordenador) y "Computer Aided Manufacturing"(Fabricacion Asistida por Ordenador), nos permite confeccionar restauraciones cerámicas precisas de una forma rápida y cómoda.

Mörmann y Brandestini hicieron posible la aplicación directa del CAD-CAM a la Odontología creando el sistema CEREC® para la realización de restauraciones de porcelana sin necesidad del laboratorio.

Consisten en procedimientos donde la elaboración de la restauración parte de bloques de materiales ya preparados²⁵. Son sistemas diseñados y elaborados para la producción asistida mediante ordenador de restauraciones cerámicas, las cuales trabajan según el principio de la impresión óptica. Estos sistemas fueron desarrollados para eliminar las microporosidades, la falta de homogeneidad y las contracciones inevitables a altas temperaturas de cocción.

Todos estos sistemas controlados por ordenador constan de tres fases: digitalización, diseño y mecanizado.^{13,25}

Gracias a la digitalización se registra tridimensionalmente la preparación dentaria. Esta exploración puede ser extraoral (a través de una sonda mecánica o un láser se escanea la superficie del troquel o del patrón) o intraoral (en la que una cámara capta directamente la imagen del tallado, sin necesidad de tomar impresiones). Estos datos se transfieren a un ordenador donde se realiza el diseño con un software especial. Concluido el diseño, el

ordenador da las instrucciones a la unidad de fresado, que inicia de forma automática el mecanizado de la estructura cerámica.

El modelo se debe de preparar en un principio como para cualquier otro trabajo de este tipo: individualizado de muñones por debajo del límite de la preparación, aunque no es necesario un gran remarcado (figura 5).¹⁸

Una vez preparado el modelo, se procede al remarcado de los bordes de la preparación, con un lápiz o portaminas de grafito pintamos por debajo de los mismos para que el escáner no pueda leer esa zona, y al no ser considerada como parte del modelo no se tiene que diseñar el borde en el ordenador después de escaneado.²¹

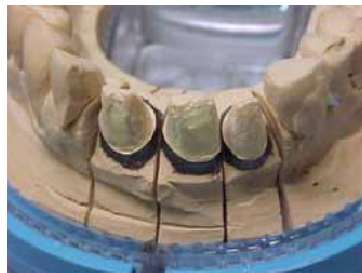


Figura 5. Delimitación de la preparación

Uno de los principales elementos de cualquier sistema de CAD-CAM, es el escáner. De la precisión y fiabilidad de los datos que se obtengan en el escaneado del modelo radica una gran parte del éxito del resultado final.^{13,15}

Se integra un escáner óptico que posibilitan unas mediciones muy precisas de piezas y de arcadas completas. Al tiempo son automáticos y muy rápidos. Dentro de sus características podemos señalar las 16 perspectivas que toma de cada cuerpo, su precisión entre 5 y 15 micras o su posibilidad de medición hasta 20° por debajo del ecuador.

Unas bandas de luz-oscuridad, recorren el modelo creando zonas de luces y sombras que son leídas por una cámara digital y el análisis de esos puntos de luz sombra analizados por el software del sistema nos recrea una imagen tridimensional virtual del modelo

Se coloca el modelo en la base del escáner, de manera que esté el modelo lo mas paralelo posible (figura 6).^{21,25}



Figura 6. Colocación del modelo sobre el escáner.

Según los casos, primero se escanean las zonas de contacto y la zona edéntula intermedia y posteriormente solo los muñones de las coronas (figura 7), de esta forma evitamos posibles sombras de unas piezas sobre otras que pueden dar lugar a falsas lecturas.

La rigidez de la base en su posición hace posible la posterior unión de los dos o más escaneados, completando perfectamente el modelo.^{8,21,25}

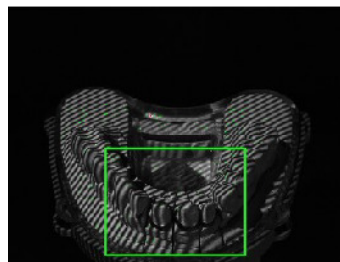


Figura 7. Modelo escaneado.

Después del escaneado nos aparece en la pantalla el resultado, la imagen virtual del modelo (figura 8), del que tendremos que eliminar las partes que no nos interesen, dejando solo las partes útiles de referencia para el diseño de la estructura: piezas talladas, contactos y zona edéntula intermedia.

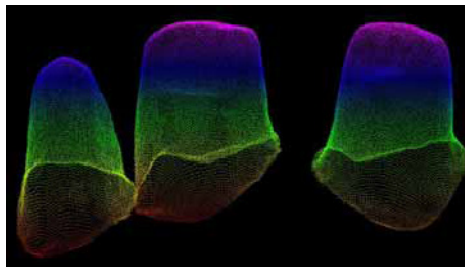


Figura 8. Imagen virtual de la prótesis diseñada

Diseño infográfico de la estructura

Sobre el modelo virtual procedemos a la colocación del mismo de manera que no tenga retención y haya el máximo de paralelismo entre los pilares.

Después indicamos cuantas piezas pilares y piezas pónicas vamos a hacer, en el caso de piezas pilares indicamos el grosor de las mismas, el ángulo de emergencia, altura de la zona de ajuste cervical, espacio para cemento, grosor y altura del borde, etc.

A continuación se procede a la elección de los pónicos (figura 9), según la pieza que queramos diseñar la elegiremos entre los diferentes modelos que se tienen en la biblioteca del software y así se puede modificar según el caso.^{18,20}

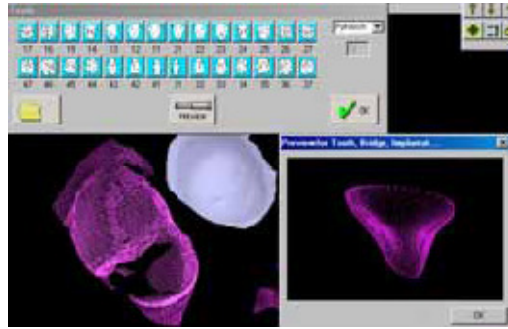


Figura 9. Elección del pónico mediante el software.

Se unen las piezas entre sí (figura 10) y se posiciona el vástago que nos va a unir nuestra estructura al eje de fresado hasta que finalice el mecanizado de la misma.



Figura 10. Unión de las estructuras.

Parámetros de fresado

Elegimos el material en el que realizaremos la estructura (circonio, titanio, oxido de alúmina, etc.), e indicaremos parámetros diferentes según el largo, anchura y altura de la estructura. Una vez hecho esto, el ordenador procede al cálculo de las guías de fresado, que después realizará la maquina (figura 11). Estas guías de fresado marcan los ejes por los que la fresadora va a incidir sobre el bloque del material, para desgastarlo secuencialmente.

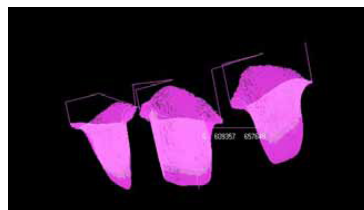


Figura 11. Guías de fresado.

Preparación y fresado de la maquina

Se posición la pieza a fresar en el soporte de la maquina y se coloca también las fresas en su lugar correspondiente comprobando el buen estado de las mismas.

Cortado y repasado de la estructura

Terminado el fresado, se extrae la estructura de la maquina, se corta con un disco especial para zirconio (figura 12).^{11,13}



Figura 12. Recorte de la pieza final.

Después se procede a la colocación de la cerámica; para empezar, se coloca una fina capa de bonder especial para circonio y se realiza su cocción correspondiente.



Figura 13. Restauración terminada.

CAPÍTULO II

CRITERIOS DE SELECCIÓN

Para seleccionar el sistema más adecuado, es necesario conocer el comportamiento de estos materiales analizando los requisitos básicos que se le pide a cualquier prótesis fija: resistencia a la fractura, estética, biocompatibilidad entre otros.³

2.1 Estética

Los sistemas deben de tener propiedades ópticas de vitalidad, translucidez, brillo, transparencia, color (posibilidad de incorporar pigmentos), reflexión de la luz y textura, lo que implica grandes posibilidades estéticas al mimetizar los dientes naturales.

En la práctica clínica, es muy común colocar restauraciones metalocerámicas y con estas, se obtienen resultados estéticos muy aceptables, pero no alcanzan la naturalidad de las prótesis cerámicas. Esto se debe a que la base metálica impide el paso de la luz, reduciendo la profundidad del color.

La cerámica sin metal, permite la transmisión de la luz, a través del diente, obteniendo una mayor estética y apariencia natural.^{24,26,27}

La transmisión de la luz depende del material, por ejemplo, las porcelanas feldespáticas no refractan la luz igual que el vidrio colado, la cerámica comprimida o el esmalte natural.

Los sistemas cerámicos se pueden dividir en dos grupos, en función de su comportamiento estético: translúcidos y opacos. Es importante recalcar que la translucidez de la porcelana se debe a la matriz vítrea; así tenemos que en el grupo de las cerámicas translúcidas se encuentran las cerámicas feldespáticas por su mayor contenido de fase vítrea.^{27,28}

En el grupo de las cerámicas opacas, tenemos a las aluminosas y circoniosas ya que apenas contienen fase vítrea y carecen de translucidez.

La estructura cristalina aleatoria y desorganizada de la porcelana refracta aproximadamente el 25% de la luz disponible, y la porcelana opaca refracta todavía menos la luz.

Su grado de translucidez se puede controlar por medio de dos factores: el grosor de la estructura y el color de esta. Al aumentar el grosor, aumenta la estructura y su opacidad, y los núcleos se pueden colorear en 7 tonos.²⁸

Este aspecto es importante y hay que tenerlo en cuenta en el momento de elegir al sistema cerámico, ya que en función del color de sustrato elegiremos una cerámica translúcida u opaca.

El vidrio colado y el vidrio comprimido (Empress) refractan hasta el 75% de la luz que reciben, debido a que su estructura cristalina organizada posee un índice de refracción similar al esmalte.^{16,20,26}

Para obtener una estética aceptable es de gran importancia la obtención de formas anatómicas naturales. La simetría y proporcionalidad son factores condicionantes de la estética, ya que en dientes asimétricos ó de proporciones exageradas respecto a los dientes naturales van a alterar la armonía y el equilibrio de la sonrisa.

Si se quiere obtener una estética óptima en una corona terminada se debe rebajar suficiente tejido (1 a 1.2 mm), esto proporciona profundidad para la translucidez y así asegurar que el cemento no cambie en el color.^{21,27}

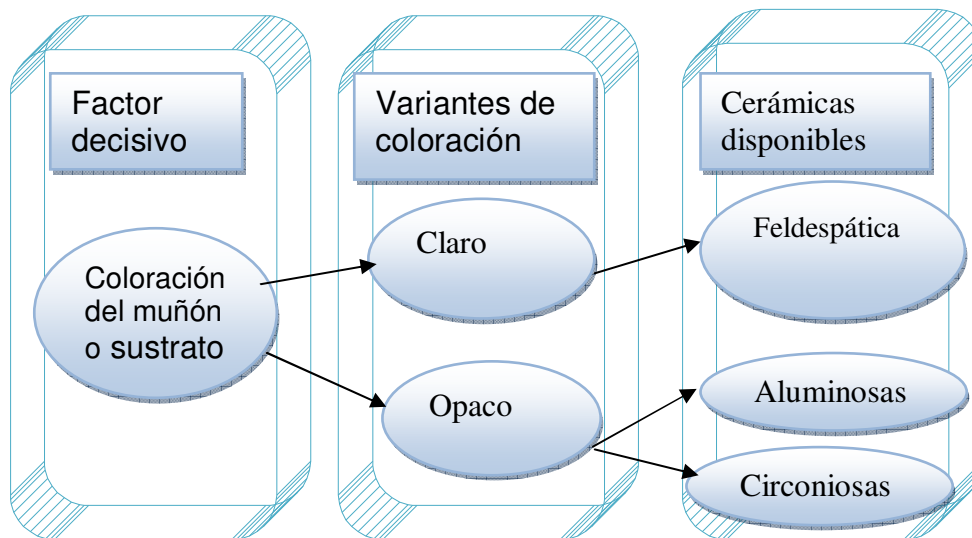


Figura 14. Guía de selección del material para rehabilitar dientes anteriores¹⁹

2.2 Resistencia a la fractura

La resistencia a la fractura es una medida de la habilidad de un material para resistir el crecimiento de las grietas.²⁸ Las restauraciones están sujetas a millones de cargas subcríticas a través de la masticación.

Uno de los grandes problemas que afectan a la vida de las restauraciones es la fractura de las cerámicas. Actualmente todos los sistemas poseen una gran y adecuada resistencia a la fractura porque todos superan el valor límite de 100 MPa, establecido por la norma ISO 6872.

Las cerámicas sin metal se pueden clasificar en tres grupos:

- ❖ Baja resistencia (100 a 300 MPa): a este grupo pertenecen las cerámicas feldespáticas.
- ❖ Resistencia moderada (300 a 700 MPa): este grupo es representado por las cerámicas aluminosas, y se puede incluir al sistema IPS Empress II de Ivoclar.
- ❖ Alta resistencia (superan los 700 MPa): se incluyen todas las cerámicas circoniosas.^{22,29,30}

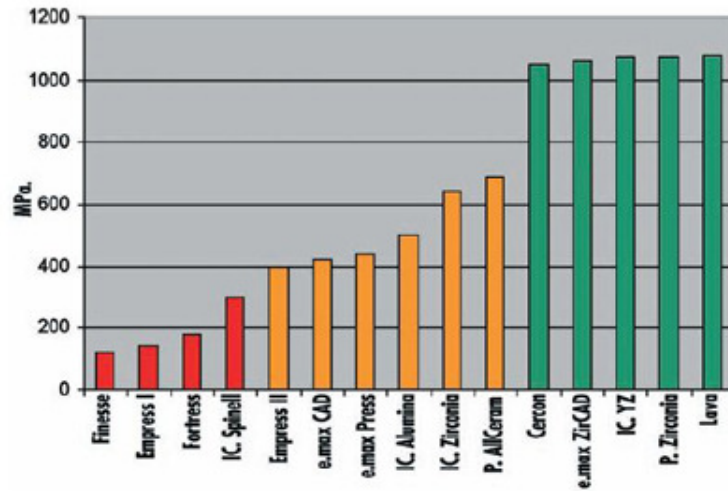


Figura 15. Resistencia a la fractura de diversos sistemas cerámicos.¹³

Gracias a esta clasificación podemos delimitar las indicaciones de los distintos materiales cerámicos. Los sistemas circoniosos por sus elevados valores se han convertido en los candidatos idóneos para elaborar prótesis cerámicas en zonas de alto compromiso mecánico, esto solo aplica para la estructura de circonia.

En la práctica clínica, estas prótesis incorporan porcelana de recubrimiento, que presentan propiedades mecánicas distintas. Varios autores han observado que las restauraciones a base de circonia in vivo no son tan resistentes como predicen los trabajos in vitro.^{29,30,31}

Sundh y cols. demostraron que el recubrimiento cerámico disminuía notablemente la tenacidad de la circonia, justo al contrario con lo que ocurre con las cerámicas feldespáticas y aluminosas.

Cuanto más frágil es el núcleo, mayor es el refuerzo que ejerce la porcelana de recubrimiento. A medida que se aumenta la tenacidad de la estructura, se pierde el efecto del blindaje de la porcelana de recubrimiento.³²

La resistencia depende de una serie de factores clínicos como son: la preparación dentaria, el diseño de la estructura y el cementado.

La resistencia a la fractura de las cerámicas circoniosas, oscila en un rango de 6 a 8 Mpa, y es significativamente más alto que cualquier otro sistema cerámico y esto se debe a la transformación de fase monocíclica ya que esto ayuda a restablecer grietas, ya que son selladas por medio de cristales monocíclicos.

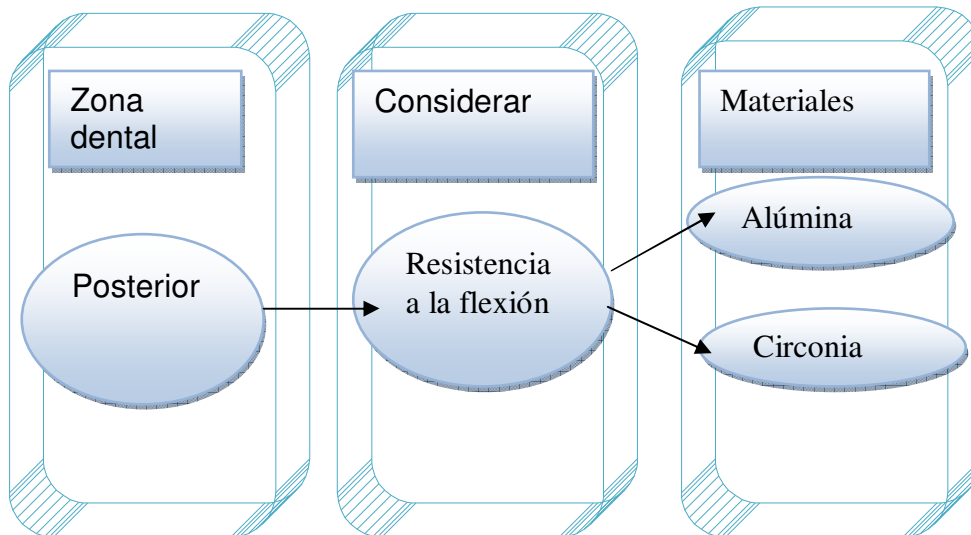


Figura 16. Guía de elección para rehabilitar dientes posteriores¹³

2.3 Ajuste marginal

La localización del margen gingival de una restauración depende de varios factores; dentro de los más importantes son la estética, necesidad de retención adicional para la restauración, grado de higiene bucal personal, susceptibilidad a la caries, susceptibilidad del margen gingival a los irritantes, características morfológicas de la encía marginal y el grado de retención marginal.

La colocación supragingival pone al epitelio del surco gingival en el contacto con material de obturación, lo que puede provocar inflamación. Para las coronas de porcelana, debido a las propiedades físico-mecánicas del material se puede realizar las terminaciones en hombro recto o chamfer redondeado, ambas sin biseles.^{29,30,31}

Para conseguir un éxito en las restauraciones es indispensable conseguir un buen sellado marginal. La adaptación marginal tiene una gran importancia clínica, ya que los desajustes en este nivel son los causantes de una serie de alteraciones que van a terminar con el paso del tiempo en el fracaso del tratamiento.

Para garantizar la longevidad de una restauración es fundamental que la interfase preparación-prótesis sea mínima, ya que el ajuste perfecto es aquel en el que el margen de la restauración coincide con el ángulo cavosuperficial del diente, como esta situación es difícil de alcanzar, siempre es aceptable un grado de discrepancia.³²

Hay un amplio intervalo de valores comprendidos entre 5 y 200 micras, lo que pone de manifiesto la ausencia de un límite objetivo basado en la

evidencia científica. La mayoría de los autores admiten 120 micras como el desajuste máximo tolerable.

Los actuales sistemas cerámicos ofrecen ajustes marginales adecuados, siendo en muchos casos inferiores a los obtenidos con la metal-cerámica que es de 40 a 70 micras.^{29,33}

En la adaptación de una prótesis fija influyen múltiples factores: la preparación dentaria, la técnica de confección de la restauración, la selección del agente cementante y la técnica de cementado.

Unos márgenes subgingivales profundos dificultan la retracción, la obtención de impresiones y la exploración de los márgenes. La violación del espesor biológico y un acceso inadecuado para la higiene oral pueden favorecer la inflamación gingival, la formación de bolsa y otros problemas periodontales.³³

2.4 Durabilidad

En la práctica clínica interactúan una serie de variables como son las características oclusales, presencia de hábitos parafuncionales, grado de higiene, entre otros, y son imprescindibles para las investigaciones in vitro y que son primordiales en la vida de las restauraciones.

Al analizar las investigaciones^{32,33} sobre incrustaciones cerámicas, observamos que los resultados obtenidos con los sistemas feldespáticos Empress y Cerec-Vitablocs son los mejores, ya que tienen una supervivencia clínica a medio plazo superior al 90%.

Se deben realizar estudios para evaluar el rendimiento clínico de estos sistemas a largo plazo y aclarar si la tasa de supervivencia es menor en los sectores posteriores como en la región anterior.³⁴

Estudios clínicos de coronas individuales^{34,35}

Material restaurador	Periodo de observación	Tasa de durabilidad
In Ceram alúmina	4 años	100%
Procera All ceram	5 años	96.7%
IPS Empress II	5 años	100%
Metal-cerámica	10 años	94%

Los estudios clínicos sobre las prótesis fijas cerámicas son muy escasos y de corta duración; los resultados más esperanzadores se han obtenido con los sistemas de alto contenido de circonia.

El óxido de circonio debido a sus excelentes propiedades mecánicas es el material ideal para realizar prótesis fija cerámica, sin embargo no se puede recomendar su uso clínico a gran escala sin tomar las pertinentes reservas.^{35,36}

Estudios clínicos de prótesis fija^{34,35}

Material restaurador	Periodo de observación	Tasa de durabilidad
Lava	3 años	100%
In Ceram Zirconia	3 años	94.5%
In Ceram Alúmina	5 años	93%
IPS Empress II	5 años	70%
Metal-cerámica	10 años	87%

2.5 Desgaste de los dientes antagonistas

Se entiende por abrasión, el desgaste dental por fricción. El esmalte y la dentina se desgastan mediante la masticación, por consiguiente la abrasión no es una característica positiva sino que se puede comparar con el desgaste.²⁸

La lisura y el grado de dureza de un material son decisivos a la hora de determinar si el material posee una elevada resistencia al desgaste o no. El esmalte dental más blando del antagonista se desliza sobre el material más liso y duro, que es la cerámica, sin que se produzca abrasión. A la par, si se produce abrasión cuando la cerámica (o también metal o cerámica de circonia) entra en contacto con el diente natural. La estructura de la cerámica, que es inevitablemente porosa, produce un efecto sobre el diente natural parecido al efecto de papel de lija.^{37,38}

En general, se puede decir que cuanto más duro y liso sea el material, menor es el desgaste que este material ocasiona debido al roce y, por consiguiente, menor es la abrasión.

El desgaste de los dientes antagonistas es valorado como una limitante en el uso clínico de restauraciones cerámicas y que alcanza sus valores máximos en las cerámicas feldespáticas convencionales, es mínimo y similar al del diente natural en la cerámica de colado y debería ser utilizada esta cerámica cuando el antagonista así lo requiera.^{27,37}

Existen factores que se pueden atribuir al paciente y que aceleran la pérdida del esmalte del antagonista: como grosor del esmalte, ubicación del diente, geometría oclusal, oclusión disfuncional, fuerzas masticatorias, bruxismo,

regurgitación, hábitos alimenticios, soporte posterior disminuido, flujo salival disminuido y su composición alterada.³⁸

PRODUCTO	ABRASIVIDAD CONTRA DIENTES NATURALES (DUREZA)
CERÁMICA TRADICIONAL	
optec	> que feldespática por alto contenido en leucita
duceram	Próxima al diente natural por ausencia de leucita
CERÁMICA COLADA	
dicor	La misma que el diente; es más 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 feldespática por el mayor contenido en leucita tras el tratamiento térmico
OPC	Igual al anterior
CERÁMICA INFILTRADA	
In-ceram	Igual a feldespática

Figura 16. Abrasión del diente antagonista de diversos sistemas cerámicos.¹³

2.6 Cementación

Los agentes cementantes deben presentar una serie de cualidades biológicas y físico-mecánicas:

Biocompatibilidad: Los agentes cementantes deben ser biocompatibles y no producir ningún proceso inflamatorio que puede alterar la pulpa.

Adhesividad: Los materiales deben presentar la posibilidad de poder unirse químicamente y micromecánicamente a la estructura dentaria garantizando así la longevidad de la restauración.

Resistencia traccional: la cualidad mecánica más importante que deben presentar estos agentes cementantes es una alta resistencia a la tracción, para que la restauración no se desprenda de la pieza dentaria. De acuerdo a la norma no debe ser menor a 700kg/cm².

Radiopacidad: Debe presentar opacidad desde el punto de vista radiográfico, con el objetivo de poder ser contrastado con los tejidos dentarios sobre todo en restauraciones libres de metal.

Baja o Nula solubilidad: Como los agentes cementantes toman contacto con los fluidos bucales deben ser lo suficientemente resistentes para no ser diluidos por estos medios.^{37,38}

Espesor de película y baja viscosidad: Estos agentes cementantes deben presentar un espesor de película que no supere los 25 micrómetros, esto garantiza que la separación entre el borde libre del diente y la restauración adapten; y baja viscosidad, con el objetivo que pueda humectar y fluir de manera adecuada sobre el superficie del diente y de la restauración.

Anticariogénico: muchos de los agentes cementantes presentan dentro de sus cualidades la posibilidad de poder liberar flúor, como es el caso de los ionómeros vítreos de autocurado y de los reforzados con resina; los últimos con menos capacidad de liberarlos debido a su contenido de resina.

Costo aceptable: La mayoría de clínicos prefieren materiales que tengan un precio razonable para poder acceder a ellos, sin embargo sabemos que los materiales resinosos son los que por lo general presentan un mayor costo.^{38,39}

El tipo de cementación (convencional o adhesiva) está directamente relacionada a la resistencia mecánica de la cerámica utilizada. Así mismo, debido a la poca o relativamente baja resistencia mecánica de las cerámicas ricas en matriz vítrea (porcelanas y vitro-cerámicas) se torna obligatorio el procedimiento de cementación adhesiva. Por lo tanto, para las cerámicas con alto contenido de cristales que presentan resistencia mecánica superior a las anteriores, una cementación convencional con cemento de fosfato de zinc, ionómero de vidrio y cemento resinoso puede ser ejecutada, la cementación adhesiva es la mejor opción.

Cuando tomamos la decisión de realizar una cementación adhesiva, el primer paso es seleccionar el sistema adhesivo a ser utilizado en la superficie dental. Algunos estudios demuestran la incompatibilidad de los sistemas adhesivos simplificados con el modo de activación química de materiales de naturaleza resinosa. De esta manera, cementos resinosos químicamente activados o los de polimerización dual tienen su resistencia de unión perjudicadas con el uso de estos sistemas adhesivos.^{40,41}

Otro punto negativo del uso de estos sistemas es el hecho de ser considerados "membranas permeables", lo que lleva a cuestionar sobre la durabilidad efectiva de su unión con el sustrato dental.

El mejor tratamiento de superficie para las cerámicas ricas en matriz vítrea es el uso del condicionamiento con ácido fluorhídrico al 10%, asociado a la silanización. En estos trabajos el tiempo de aplicación del ácido fluorhídrico oscila entre 120 a 300 segundos, dependiendo de la cerámica utilizada, no debiendo ser superior a este intervalo, pues tiempos adicionales resultarían en una disminución de la resistencia de unión.^{34,39,41}

El ácido fluorhídrico disuelve fácilmente el vidrio (matriz), exponiendo los cristales, creando las retenciones micromecánicas en la estructura de la pieza, esenciales para la unión con el cemento resinoso. Un tiempo excesivo de condicionamiento promueve la completa disolución de la matriz vítrea alrededor de los cristales, provocando el dislocamiento de los mismos, disminuyendo las retenciones micromecánicas y fragilizando la pieza protética.

En las cerámicas con alto contenido de cristales, por la ausencia de matriz vítrea, el proceso de cementación adhesiva se torna más complejo. Es en la matriz vítrea que encontramos la silica, componente fundamental para la unión del silano.

Siendo de esta manera que la silanización en estas piezas se torna ineficaz. Se debe enfatizar que la resistencia de unión entre una superficie condicionada sin la silanización es menor en torno de 65% que en las superficies silanizadas.

En adición, el acondicionamiento con ácido fluorhídrico, estándar para las categorías anteriores de cerámicas, también se torna despreciable, ya que este ácido no tiene poder para acondicionar los cristales cerámicos, solamente condicionan la matriz vítrea. Seguidamente, podemos realizar el acondicionamiento con óxido de aluminio y proceder a la cementación convencional, ya sea con cemento de fosfato de zinc, ionómero de vidrio o cemento resinoso. Si optamos por una cementación adhesiva tendremos que hacer uso de abordajes adicionales.^{40,41}

2.7 Indicaciones y contraindicaciones

Tomando en cuenta los criterios de selección antes mencionados, se pueden establecer las indicaciones y contraindicaciones de estos materiales.³⁷

Para el uso de los sistemas totalmente cerámicos es necesario que se cumplan dos puntos de gran importancia:

- Que los requerimientos estéticos del caso sean máximos.
- Que exista un adecuado apoyo y experiencia del laboratorio con la cerámica seleccionada.

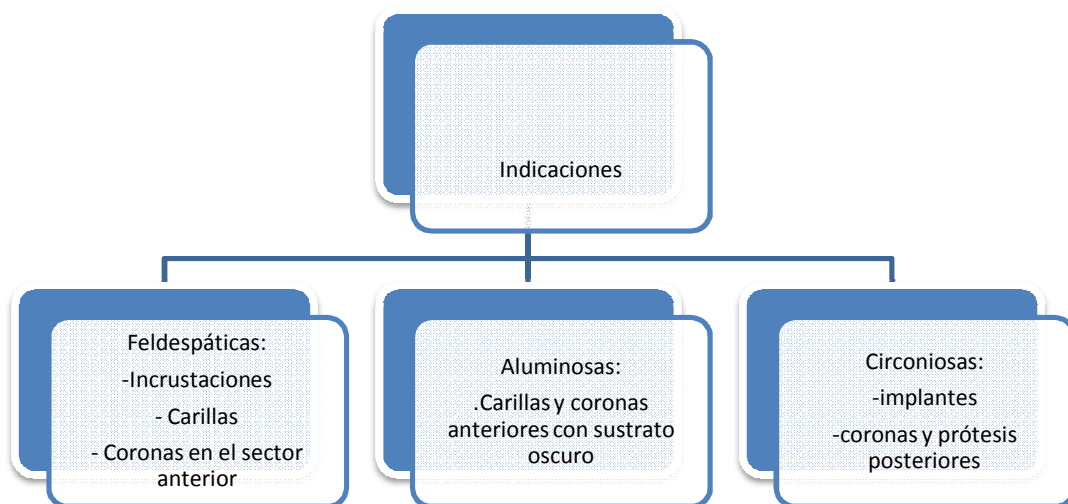
La selección de la cerámica está ligada a la función del caso:^{39,43,44}

- Para realizar incrustaciones cerámicas, se puede elegir una porcelana feldespática, ya que son las únicas que nos permiten realizar restauraciones conservadoras manteniendo el binomio estética-resistencia.
- Para la realización de carillas se emplean cerámicas feldespáticas por los mismos motivos que el anterior, la única consideración es que cuando estemos ante un sustrato oscuro debemos utilizar sistemas que permitan controlar el grado de translucidez.
- En el momento de elegir el sistema cerámico para confeccionar coronas en el sector anterior habrá que evaluar el color del sustrato: en sustratos claros está indicada la cerámica feldespática porque al ser más translúcidas, permiten un mayor mimetismo con los dientes naturales. En sustratos oscuros, es más adecuado emplear cerámicas

aluminosas o circoniosas con cofias opacas que impidan que se transparente el color subyacente.

- En las coronas posteriores, el criterio que se toma para la selección del material es la resistencia a la fractura, se puede elegir entre las cerámicas aluminosas o circoniosas, ya que sus propiedades mecánicas cumplen sobradamente con los requerimientos de estas restauraciones.

Como contraindicaciones tenemos principalmente dos: presencia de hábitos parafuncionales y que el espacio protésico sea crítico como ocurre en mordidas cruzadas y sobremordidas profundas.^{30,44}



CAPÍTULO III

CONSIDERACIONES CLÍNICAS

Las restauraciones cerámicas son las que mejor reproducen la apariencia natural de los dientes, pero existen ciertas limitaciones para el uso de éstas: fragilidad y técnica de obtención más complicada que en restauraciones metalocerámicas.⁴⁵

Los materiales cerámicos deben de contar con una serie de propiedades como son:

- Propiedades ópticas, translucidez, brillo, transparencia, color, reflexión a la luz y textura, éstas propiedades dan grandes posibilidades de mimetizar los dientes naturales.
- Biocompatibilidad con los tejidos vivos.
- Durabilidad y estabilidad en el tiempo, tanto en integridad coronal como en su aspecto estético por la gran estabilidad química que existe en el medio bucal.^{37,45}
- Compatibilidad con otros materiales y que tengan la posibilidad de ser adheridos y grabados mediante los sistemas cementantes adhesivos actuales.
- Baja conductividad térmica con cambios dimensionales próximos a los tejidos dentarios naturales.
- Radiolucidez, esta cualidad permite detectar posibles cambios en la estructura dentaria remanente.

- Resistencia a la abrasión, esta propiedad limita las indicaciones de las restauraciones estéticas; ya que depende de la dureza del material y de las asperezas del mismo al ocluir sobre las superficies dentarias.^{8,46}

La resistencia de la porcelana se determina por la fase cristalina en la que sus átomos se encuentran uniformemente, mientras que la estética es determinada por la fase vítrea en la que los átomos se encuentran desordenados. Por lo que la translucidez es inversamente proporcional a la resistencia.

Las complicaciones clínicas más frecuentes son las fracturas de las porcelanas de recubrimiento y/o el núcleo cerámico. La fractura localizada se origina del desgaste de superficies en contacto y la fractura completa se origina desde la cofia cerámica.^{44,45,46}

La resistencia a la flexión de un material es su capacidad para flexionarse antes de fracturarse.

Para la preparación dentaria se recomienda seguir los siguientes principios:⁴⁷

- ✚ Realizar una reducción mayor a 1.5mm de estructura dentaria, porque restauraciones gruesas son más resistentes a la fractura, por lo general 2mm en incisal y las cúspides no funcionales, y 2.5mm en cúspides funcionales.
- ✚ Ángulos internos redondeados, esto porque la concentración de fuerzas es mayor en los ángulos rectos, buscando un asentamiento pasivo.

- ✚ La línea de terminación se hace en chaflán tradicional o bien en hombro redondeado también conocido como chaflán profundo, de 0.8 a 1mm, que en ocasiones comprometen la resistencia dentaria o la vitalidad pulpar, como suele pasar en los incisivos inferiores.
- ✚ Se recomiendan márgenes supragingivales sobre tejido dentario sano, pero en la zona estética se deben hacer de 0.5 a 1mm subgingivalmente.

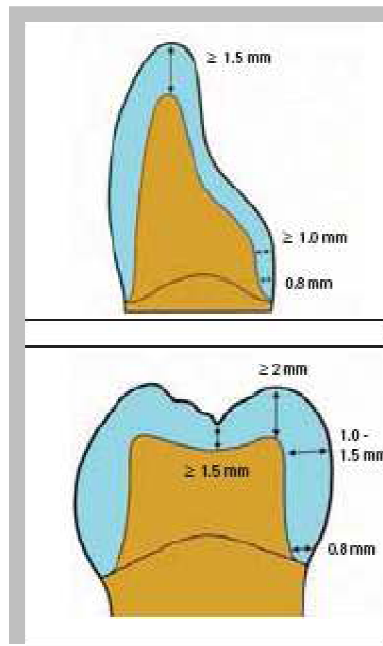


Figura 15. Preparación ideal de una restauración libre de estructura cerámica.

Se recomienda 0.3mm como lo máximo de preparación subgingival para no invadir el espesor biológico. Con respecto a la integridad marginal, algunos estudios reportan problemas de fracturas, falta de adaptación y pigmentación en el margen, las coronas cerámicas en incisivos tienen márgenes clínicamente aceptables.

El ajuste marginal determina el tiempo de vida de la restauración y la discrepancia no debe de ser mayor a 130 micrómetros después de ser cementada, y así se le puede considerar clínicamente aceptable.^{47,48}

El éxito de las restauraciones dependen de la adaptación interna y marginal, si estas fallan se obtienen resultados desfavorables en cuanto a la solubilidad del cemento, microfiltración, incremento en retención de placa dentobacteriana y caries secundaria, así como inflamación gingival.^{45,48}

El índice de fracaso de las restauraciones cerámicas es de 1.38% contra 0.89% de las coronas metal cerámica.

Las cerámicas preparadas por diseño y fabricación asistida por ordenador, es muy confiable estructuralmente aunque el procedimiento pueda inducir defectos como la disminución de la resistencia de la fractura marginal y tiempo de vida clínica.

Las porcelanas circoniosas no se usan solamente como núcleo, se recubren con un material de cerámica de baja fuerza y así lograr un mejor resultado estético. Para aumentar la resistencia es necesario que el armazón del núcleo presente las siguientes características respecto a su diseño.⁴⁷

El armazón debe tener un cuello lingual y proximal de 1mm de espesor y 2mm de altura; esto nos dará fuerza y soporte de la porcelana. Para dientes anteriores el espesor del borde interproximal, palatino e incisal debe de ser de 0.7mm (figura 16).

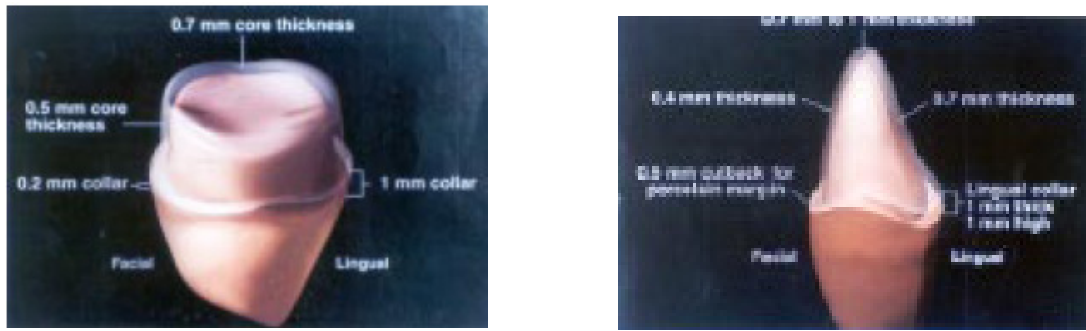


Figura 16. Preparación del núcleo en dientes posteriores y anteriores

Otro aspecto importante sobre el diseño de las prótesis, son las dimensiones del conector; ya que estos deben de ser oclusogingivales de un mínimo de 4mm e idealmente 5mm.

Las dimensiones bucolinguales del conector deben ser 4mm en la región del molar y 3mm en la región del premolar, para tener una fuerza adecuada. El ángulo de la línea axio-oclusal, en el área del conector debe tener un espesor mínimo de 3mm (figura 17).

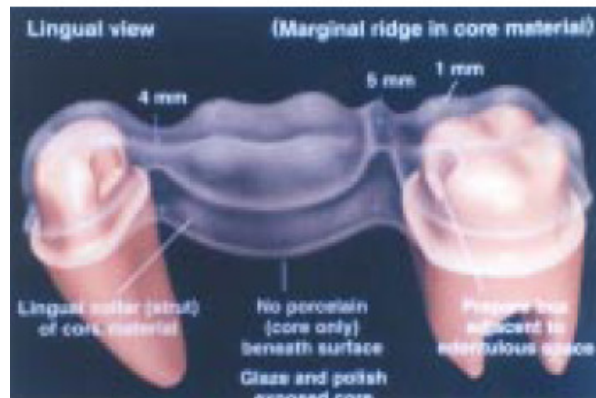


Figura 17. Grosor del conector

El recubrimiento de la porcelana radica en la estética, así como en el papel que desempeña en el comportamiento mecánica de la corona. El tratamiento

que recibe la superficie de la cofia cerámica también se ha demostrado que tiene efecto en su resistencia.

El desgaste del antagonista ya sea esmalte o restauraciones, contra restauraciones cerámicas es dependiente del terminado de la superficie, tamaño del cristal, presencia de porosidades y resistencia a la fractura, el desgaste también se ve influenciado por los factores relacionados al paciente.^{45,47,49}

La cerámica es muy resistente al desgaste, aproximadamente 0.2 micrómetros por año. Pulir la superficie causa menor desgaste del esmalte del antagonista que cuando se glasea.

Es importante conocer las propiedades de los cementos y adhesivos, ya que una cementación no adhesiva es más dependiente de una retención mecánica que una cementación adhesiva, además los cementosa influyen en la resistencia de la cerámica.

Los adhesivos dentinarios y cementos a base de resina mejoran la resistencia a la fractura de las restauraciones.³⁶

Para recibir una prótesis libre de estructura metálica de 3 unidades se necesita evaluar ciertos elementos como por ejemplo: altura y calidad de los muñones, carga funcional masticatoria, geometría de las preparaciones, el agente cementante así como el estado periodontal.

Estas restauraciones están contraindicadas en pacientes bruxistas, dientes jóvenes con cámaras pulpares grandes, dientes estrechos en la zona cervical y coronas cortas.

Algunos factores que nos pueden ayudar en el éxito de una restauración son: la resistencia del material utilizado, ya que de esta característica depende el material que elegiremos y también debemos de tener en cuenta la supervivencia clínica que presente.^{49,50}

La demanda estética del paciente, en este punto es importante recordar que la belleza depende de cada persona, así como de la cultura y el ambiente en el que se desenvuelve la persona. Debemos de escuchar las peticiones de estética que nos soliciten nuestros pacientes, y seguir los conceptos generales de estética.^{43,46,49}

Así pues, nos enfocamos hacia el estudio directo sobre la belleza y para el protésico, el intento de copiarla. Según nuestra cultura la belleza se halla muy ligada a la armonía. Para esto la definen como la ciencia que establece el equilibrio entre las cosas, las formas entre sí y las medidas; está íntimamente unida con una sensación estética de lo bello y se encuentra en la naturaleza.⁵⁰

En el caso de la armonía dental, ésta existe cuando las formas, las dimensiones y los colores de los dientes guardan unas proporciones que los hacen agradables en su conjunto. Todos estos conceptos se reducen en dos:

- existe armonía entre la prótesis y los dientes remanentes,
- el aspecto de la prótesis sea natural.

Debemos evitar causar una sensación artificial, rígida o complicada. Formas, tamaños y colores deberán estar equilibrados con el resto de piezas remanentes, produciendo ligeras desarmonías y simétricas que determinan el efecto de naturalidad.

Existen principios estéticos para la restauración de las piezas anteriores, que nos guían para que exista una armonía en las proporciones dentales: posición, alineamiento, simetría, proporcionalidad, relaciones intermaxilares.^{49,50}

Los incisivos tienen características autónomas que embellecen la sonrisa:

- Las inclinaciones axiales de los incisivos aparecerán divergentes en condiciones normales con las coronas ligeramente inclinadas hacia mesial.
- El punto medio interincisivo deberá coincidir con el plano sagital medio de la cara. Las desviaciones superiores a 1 mm en la coincidencia de ambos puntos medios producen una asimetría aparente que es valorada negativamente.
- Los bordes incisales de los incisivos centrales deben sobresalir verticalmente con relación al borde incisal de los incisivos laterales.
- El ángulo distoincisal de la corona de los centrales y laterales debe ser curva en contraposición con el ángulo mesioincisal, que tienen un diseño más angulado. Este detalle es más manifiesto en los incisivos laterales que en los centrales, y está coordinado con el resto de proporciones y curvas dento-faciales.^{33,46,48,50}

CONCLUSIONES

Los actuales sistemas cerámicos sin estructura metálica son una realidad que va creciendo debido a las inmejorables propiedades ópticas y estéticas que presentan.

Existe una evidente necesidad de brindar una mejor calidad en el tratamiento estético funcional y ha quedado demostrado que no hay un material de elección universal. El éxito de las restauraciones depende de la elección correcta del sistema cerámico así como del caso clínico.

Los avances en los materiales totalmente cerámicos permiten la colocación de prótesis parcial fija tanto en zonas anteriores como posteriores; recordando que se deben colocar los materiales más resistentes en donde tengan que soportar mayor carga. La principal base para lograr el éxito en nuestras restauraciones son las indicaciones correctas.

La composición de cada tipo de porcelanas, así como la tecnología de laboratorio que se emplea en la elaboración de las restauraciones totalmente cerámicas, deben ser conocidas por los Cirujanos Dentistas para obtener un máximo rendimiento de estos materiales.

El análisis completo (estudios radiográficos y de gabinete, modelos de estudio) así como de una extensa conversación con el paciente para poder explicar a detalle las cualidades y propiedades de los materiales utilizados en el tratamiento.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Mc Lean JW. The science and art of dental ceramics. Oper Dent 1991; 16, pag. 149-56
2. Guzmán Báez Humberto. Biomateriales odontológicos de uso clínico. 4ª edición. Ecoe Ediciones, 2007. Pag. 461-469.
3. Roseblum MA, Schulman A. Una revisión de las restauraciones de cerámica pura. J Am Dent Assoc, 1998; (1), 11-24.
4. Kelly JR, Nishimura I, Campell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. J. Prosthet Dent 1996; 75: 18-32
5. Probster L. El desarrollo de las restauraciones completamente cerámicas. Un compendio histórico. Quintessence 1998, 515-519
6. Lerma Gutiérrez Javier. Prótesis libre de metal. Rev. Fórmula Odontológica, 2008, 6 (1). 158-163
7. Vega del Barrio JM, Baños Marín JL. Porcelanas y cerámicas dentales. RCOE 1999; (4), 41-54
8. Mc Lean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J. Prosthet Dent 2001; 85: 61-66.
9. Nelly Nishimula Campbell. Ceramics in Dentistry. Historical roots and current perspectives. J . Prosthet Dent, 1996; 75 (1), 18-32.

10. Esmeral Leal Luisa Isabel, Bonato Ana Cristina. Esthetic in ceramic restoration. Part 1: current classification of dental ceramics. Rev. odontol.dominic. 2002, 16-23.
11. Álvarez Fernández Ma. Ángeles, Peña López José Miguel, González González José Ramón. Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. RCOE, 2003: 8 (5), 525-543.
12. Fons-Font A, Solá Ruíz MF, Martínez González A, Casas Terrón J. Clasificación actual de las cerámicas dentales. RCOE 2001; 6: 645-656.
13. Koushyar Partida Kia Juan. Consideraciones de los materiales disponibles en América Latina para la fabricación de coronas cerámicas libres de metal. Med. Oral, vol. XII, abril-junio 2010, No. 2, 67-81.
14. Fons-Font A, Solá Ruíz MF, Granell Ruiz M. Selección de la cerámica a utilizar en tratamientos mediante frentes laminados de porcelana
15. Denry I, Kelly JR. State of the art of Zirconia for dental applications. Dent Mater. En prensa 2007.pag, 38-52
16. Olsson KG, Furts B, Andersson B, Carlsson GE. Along term retrospective and clinical follow up study of In Ceram Alumina FPDs. J, Prosthodont 2003; 16, 150-156
17. Fernández Villa Sandra, Michel Chávez Luis, Cortado Miguel. Lava System. Un nuevo tipo de prótesis mecanizada libre de metal. Procedimientos de laboratorio. Dentum 2004. 4 (4): 118-123.

18. De las Casas González Fernando, Martín Pozo José Cruz. Prótesis fija zirconio mecanizado-cerámica. Gaceta dental, No. 51, septiembre 2004.
19. Sundh A, Molin M. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. Dent Mater 2005, 21; 476-478.
20. Russel A. Giordano, Peilletier Lionel, Flexure strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. J. Prosthet Dent 1995; 73 (5) 411-418
21. Kogan Enrique, Elizalde Paola, Castillo Mayra, Puebla Araceli. Cementación de restauraciones libres de metal con resina. Revista ADM 2006; vol LXIII (4) 131
22. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. J Am Dent Assoc 2006, (137), 22-31
23. Kukiattrakoon B, Thammasitboon K. The effect of different etching times of acidulated phosphate fluoride gel on the shear bond strength of high-leucite ceramics bonded to composite resin. J Prosthet Dent 2007; 98(1): 17-23.

24. Bottino Marco Antonio, Ferreira Quinta Adriana, Miyashita Eduardo. Estética en rehabilitación oral. Metal free. Artes médicas latinoamericana, 2001. Pag. 445-496.
25. Cedillo Valencia JJ. Coronas y prótesis fija de In Ceram zirconia. Revista ADM 2002, (1), 22-27
26. Martínez Ana, Fernández Sandra, Giner Luis. Cerámica para prótesis parcial fija en el sector posterior. Revisión bibliográfica. Dentum 2004, 4 (4): 114-117.
27. Haselton DR, Díaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. J Prosthet Dent 2000; 83, 396-401.
28. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Flexure test on dental ceramics. Int Prosthodont Dent 1996, (9), 432-439
29. Dickinson AJG, Moore BK, Harris RK, Dykema RW. A comparative study of the strength of aluminous porcelain and all ceramic crowns. J Prosthet Dent 1989; (61) 297-302
30. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. Int Prosthodont 1995; (8) 239-246
31. Martínez Rus F. Estudio experimental del ajuste marginal en coronas cerámicas de alto contenido en circonia. Tesis Doctoral. Universidad de Madrid Facultad de Odontología, Madrid 2005.

32. El-Mowafy O, Brochu JF. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations. A literature review. *J Can Dent Assoc* 2002; (68), 233-237
33. Schulz P, Johansson A, Arvidson K. A retrospective study of Mirage ceramic inlays over up to 9 years. *Int Prosthodont* 2003; (16). 510-514
34. Fradeani M, Redemagni M, Corrado M. Porcelain laminate veneers: 6 to 12 year clinical evaluation. *Int J. Periodontics Restorative Dent* 2005 (25), 9-17
35. Gohrind TN, Besek MJ, Schmidlin PR. Attritional wear and abrasive surface alterations of composite resin materials in vivo. *J. Dent* 2002; (30) 119-127
36. Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. Wear of ceramic and antagonist a systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dent Mater* 2008, 24 (4), 433-439
37. Borges GA, De Goes MF, Platt JA, Moore K, De Menezes FH. Extrusion shear strength between an alumina-based ceramic and three different cements. *J Prosthet Dent* 2007; (98), 208-215
38. Mount GJ. Glass ionomer cements: Past, present and future. *Oper Dent* 1994; 19 (3), 82-90
39. Mc Laren EA, Sorensen JA. Composite cement to Inceram Spinel shear bond strength. *J Dent Rest* 1995, (74) 422

40. Conrad HJ, Seong W, Pesun IJ. Current. Ceramic materials and systematic review. J. Prosthet Dent 2007; (98), 389-404
41. Giordano RA. Ceramic restorative system. Compend Cont. Educ Dent 1996; (8), 779-794
42. Aschheim. Dale. Odontología estética, 2a edición. Editorial Mosby. España 2002, pags. 137-147
43. Suárez MJ, López JF, Salido MP, Serrano B. Coronas de recubrimiento total cerámicas. Rev. Euro Odontoestomatol 1999; (11), 249-258
44. Solá MF, Labaig C, Suárez MJ. Cerámica para puentes de tres unidades sin estructura metálica: Sistema IPS Empress II. Rev. Int. Prótesis Estomatolog 1999; (1), 41-47
45. McLean JW. New dental ceramics and esthetics. J. Esthet Dent 1995; (7), 141-149
46. Watamoto T, Egusa H, Mizumori T, Yashirik K. Restoration of occlusal and proximal contacts by a single molar crown improves the smoothness of the masticatory movement. J. Dent 2008, (36), 984-992
47. Becerra Santos G. Fundamentos estéticos en rehabilitación oral. Parte I: factores que influyen en la estética dental. Rev. Inst. Prótesis Estomatol 2001, (5), 341-351

48. Gili R. Samorodnitzky-Naveh, DMD; Selly B. Geiger, DMD; Liran Levin, DMD. Patients' satisfaction with dental esthetics. J Am Dent Assoc 2007;138;805-808
49. Lostaunau Hidalgo Rony. Planeamiento Estético Conservador: Clareamiento dental y restauraciones directas de resina compuesta. Dental Main News 2008; (11), 20-24
50. Vallittu PK, Vallittu AS, Lassila VP. Dental aesthetic: a survey of attitudes groups of patients. J Dent 1996; (5), 335-338