



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

CRITERIOS PARA LA SELECCIÓN DE
RESTAURACIONES UNITARIAS DE DISILICATO DE
LITIO.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

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

P R E S E N T A:

EDUARDO HERNÁNDEZ HERNÁNDEZ

TUTOR: C.D. JUAN CARLOS FLORES GUTIÉRREZ



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.

A mi madre Jacqueline y a mi padre José Eduardo, ya que sin su gran amor, confianza y apoyo nada de lo que soy ni de lo que he logrado sería posible.

A mis hermanos Yahir y Karina, que siempre están a mi lado.

A mis abuelos Rosa María y Enrique, que me han brindado su apoyo y amor en momentos difíciles y a los cuales les estaré eternamente agradecido.

A mis familiares, amigos y todas las personas que en algún momento han sido parte de mi vida.

A la UNAM por darme la oportunidad de pertenecer a esta gran institución y brindarme los conocimientos necesarios para formarme como cirujano dentista.

Y a mi tutor, el doctor Juan Carlos Flores por el tiempo y dedicación para realizar este trabajo.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	5
OBJETIVOS	7
CAPÍTULO 1. ANTECEDENTES HISTÓRICOS DE LAS CERÁMICAS DENTALES.....	8
CAPÍTULO 2. CLASIFICACIÓN DE LOS SISTEMAS TOTALMENTE CERÁMICOS.....	11
2.1 Por su composición química.....	11
2.1.1 Cerámicas feldespáticas	12
2.1.1.1 Cerámicas feldespáticas reforzadas con leucita	13
2.1.1.2 Cerámicas feldespáticas reforzadas con disilicato de litio.....	15
2.1.2 Cerámicas aluminosas	17
2.1.3 Cerámicas circoniosas.....	20
2.2 Por la técnica de confección	23
2.2.1 Condensación sobre el muñón refractario	23
2.2.2 Sustitución de la cera perdida	24
2.2.3 Tecnología asistida por ordenador	26
CAPÍTULO 3. CRITERIOS Y CONSIDERACIONES CLÍNICAS PARA LA SELECCIÓN DE CERÁMICAS REFORZADAS CON DISILICATO DE LITIO.....	28
3.1 Resistencia a la fractura.....	28
3.2 Adhesión y cementado	35
3.2.1 Elección del cemento a utilizar	38
3.2.2 Grabado con ácido fluorhídrico	40
3.2.3 Silanización	41
3.3 Estética.....	43
3.4 Precisión del ajuste marginal	50
3.5 Supervivencia clínica.....	53

3.6 Tipo de preparación	60
3.6.1 Preparaciones para coronas totales	61
3.6.2 Preparaciones para inlays cerámicos.....	64
3.6.3 Preparaciones para onlays cerámicos	67
3.6.4 Preparaciones para overlays cerámicos	68
3.6.5 Preparaciones para carillas cerámicas	70
CONCLUSIONES	72
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	73
REFERENCIAS PARA FIGURAS	78

INTRODUCCIÓN

La odontología restauradora ha sufrido una gran evolución a lo largo de la historia, evolución que ha ido de la mano con los avances tecnológicos de cada época. Pasando por la incrustación de minerales, oro, o piedras preciosas para restaurar partes faltantes de un diente, hasta la restauración con prótesis de dientes naturales realizadas por culturas como la fenicia y etrusca.

Esta evolución, en la actualidad, ha dado paso a una gran variedad de materiales dentales que prometen ser el “ideal” para la restauración odontológica, sin embargo, hasta el día de hoy muy pocos cumplen por si solos con los requisitos óptimos de resistencia, biocompatibilidad y estética necesarios para un resultado de excelencia en la restauración.

En el mercado existen muchos sistemas para reproducir un diente o partes de este, desde las tradicionales restauraciones de amalgama, inlays metálicos y coronas metal-porcelana hasta los más avanzados sistemas CAD/CAM (Computer-Aided Design/ Computer-Assisted Machining). Actualmente las mayores diferencias entre ellos son en el resultado estético final y los procesos necesarios para obtener las características técnicas deseadas que cada uno pueda ofrecer. Por ejemplo, el esfuerzo necesario para elaborar una corona metal-porcelana con excelentes resultados estéticos será muy superior al que es necesario para elaborar una restauración de IPS e.max[®], (cerámica feldespática reforzada con cristales de disilicato de litio). Pues para estratificar la cerámica sobre el metal, el primer obstáculo es la propia opacidad del metal, que deberá de ser ocultada para lograr un adecuado resultado estético. Pero al confeccionar una corona

con un núcleo de IPS e.max[®], sucederá lo contrario, ya que el color y la translucidez de dicho material es similar a la del diente.

Cuando se estratifica sobre un núcleo de color similar al de la dentina, toda la atención se centrará sobre como reproducir el matiz, la saturación, el valor, la translucidez y demás características que el diente remanente representa.

El problema radica en que la estructura de la cerámica de e.max[®], a pesar de todas sus cualidades, tiene limitaciones de resistencia, incluso en restauraciones unitarias si estas tienen una gran carga oclusal, por lo que en ciertos casos tendremos que recurrir a otros sistemas que ofrezcan más resistencia a la fractura.

En esta búsqueda del material restaurador ideal encontraremos el porqué del desarrollo de e.max[®], que trata de atender muchas de las necesidades del clínico restaurador en un solo sistema.

OBJETIVOS

- Ofrecer una visión general acerca de las características distintivas de las restauraciones unitarias de disilicato de litio.
- Exponer los criterios para la selección de restauraciones unitarias de disilicato de litio.
- Identificar en qué casos clínicos se puede optar por restauraciones unitarias de disilicato de litio.

CAPÍTULO 1. ANTECEDENTES HISTÓRICOS DE LAS CERÁMICAS DENTALES

Mencionado por primera vez como material odontológico en 1774, en Francia, por el químico Alex Duchateau y por el dentista Nicholas Dubois de Chemant, la cerámica fue utilizada con éxito en la fabricación de dientes para prótesis total. Entre varios materiales, observó en la porcelana las características más promisorias para sustituir a los dientes de marfil utilizados comúnmente en esa época.

Un siglo después, en 1888, Charles Henry Land, dentista en Detroit, después de varios experimentos con materiales cerámicos proyectó y patentó una metodología para elaborar inlays cerámicos, confeccionados sobre una lámina de platina. La aplicación de estos trabajos fue limitada debido a que las técnicas de cocción de la porcelana no estaban totalmente dominadas y aclaradas, y las técnicas de fijación eran sólo por yuxtaposición de los cementos ^{1,2}.

Con la invención del horno eléctrico en 1894, y de la porcelana de baja fusión e 1898, Land finalmente pudo realizar la construcción de coronas totalmente cerámicas.

En 1903, después del perfeccionamiento de las cerámicas fundidas a altas temperaturas, Charles Land introdujo las coronas de jaquet de porcelana, abriendo de forma definitiva la introducción de la cerámica en Odontología Restauradora.

En 1965, en un primer intento, McLean y Hughs desarrollaron una cerámica con mejor resistencia a la flexión con el 50% de óxido de alúmina, proporcionando dos veces más resistencia a la fractura, cuando son comparadas con las cerámicas feldespáticas convencionales ^{1, 2, 3}.

En 1981, Mats Anderson desarrolla otro material basado en alta concentración de óxidos, el sistema Procera[®] (Nobel Biocare). Este sistema tiene como uno de sus diferenciales el proceso industrial computarizado, utilizando tecnología CAD/CAM. Utiliza óxido de aluminio altamente purificado y densamente sinterizado, formado por más del 99.5% de alúmina o en estructuras a base de circonio-itrio.

En 1985, Sadoun empezó a trabajar con muñones de aluminio infiltrados por vidrio, a base de óxido de lantano (La_2O_3), con cerca del 85% de adición de óxidos de aluminio, creando un sistema cerámico de alta resistencia. Este sistema, presentado por la compañía Vita recibe el nombre comercial de In-Ceram[®] Alúmina y presenta una resistencia a la flexión cuatro veces mayor que una cerámica aluminizada al 50%.

En el inicio de los años 90 se introdujo en el mercado una cerámica feldespática reforzada con cristales de leucita (40-50%) denominada Empress[®] (Ivoclar, Shaan, Liechtenstein), indicada para la confección de coronas unitarias anteriores y posteriores, inlays, onlays y carillas laminadas.

Con el motivo de extender la indicación para la prótesis fija de tres elementos hasta el 2° premolar, se introdujo en el mercado, en 1999, el sistema Empress[®] II (Ivoclar, Shaan, Liechtenstein), el cual se muestra en la fig. 1. Con el 60 a 65% en volumen de cristales de disilicato de litio que corresponden a la principal fase cristalina de esta cerámica ^{2, 3}.

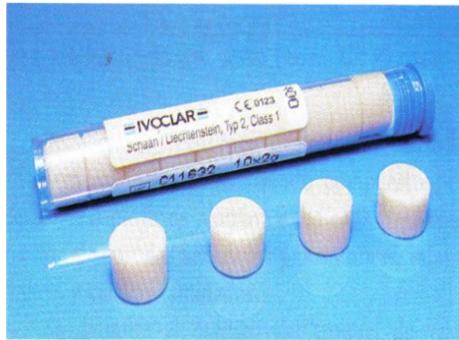


Fig. 1 1.
Pastillas de cerámica Empress II®.

Debido a las limitaciones en cuanto a sus indicaciones para el sector posterior, Ivoclar Vivadent introduce al mercado en el año 2007 ⁴ la segunda generación de vitrocerámica de disilicato de litio, IPS e.max® Press/CAD, este sistema se muestra en la fig. 2.



Fig. 2 2.
Sistema e.max® Press/CAD.

IPS e.max® incorpora sólo cristales de disilicato de litio, dejando a un lado los sistemas reforzados con leucita y ortofosfato de litio, lo cual le confiere mayor

resistencia a la flexión y a la fractura, a la vez que conserva en gran medida las ventajas estéticas de los sistemas feldespáticos convencionales^{1, 2, 3, 4}.

CAPÍTULO 2. CLASIFICACIÓN DE LOS SISTEMAS TOTALMENTE CERÁMICOS

2.1 Por su composición química

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

La gran mayoría de las cerámicas dentales, salvo algunas excepciones, 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 de diferentes tamaños de minerales cristalizados (cuyos átomos si están dispuestos uniformemente). Siendo la fase vítrea la responsable de la estética de la porcelana, mientras que la fase cristalina es la responsable de la resistencia.

Esta microestructura es relevante clínicamente ya que nos indica el comportamiento estético y mecánico de la cerámica elegida.

Químicamente las porcelanas dentales se pueden agrupar en tres familias: feldespáticas, aluminosas y circoniosas⁵.

2.1.1 Cerámicas feldespáticas

El feldespato es un alúminosilicato con potasio y/o sodio y en estos casos constituye el componente principal. De la composición de una porcelana destinada a usos generales se conserva el cuarzo pero el caolín es eliminado o se encuentra en mucha menor cantidad.

La fusión de los componentes del feldespato (silicio-aluminio-potasio y/o sodio) da origen a un vidrio feldespático (fase o matriz vítrea) y cristales de leucita (fase cristalina) ^{5, 6}.

La fusión del vidrio feldespático con cristales de leucita genera un producto translúcido, ya que ambos componentes tienen un índice de refracción de la luz similar. El cuarzo constituye la fase cristalina y el caolín confiere plasticidad y facilita el manejo de la cerámica cuando aún no está cocida. Además, para disminuir la temperatura de sinterización de la mezcla siempre se incorporan fundentes. Además de esto se le añaden pigmentos y opacificantes (óxidos de estaño, de titanio, hierro, cobre, zirconio, etc.) para obtener distintas tonalidades, que al tratarse básicamente de vidrios poseen unas excelentes propiedades ópticas que nos permiten conseguir unos buenos resultados estéticos; pero al mismo tiempo son frágiles (resistencia a la tracción de 20 a 60 MPa) y, por lo tanto, no se pueden usar en prótesis fija si no se “apoyan” sobre una estructura ^{5, 3, 6}.

Por este motivo estas porcelanas se utilizan principalmente para el recubrimiento de estructuras metálicas o cerámicas, sin embargo, y tras la creciente demanda de rehabilitaciones altamente estéticas, surgieron las porcelanas feldespáticas de alta resistencia. Estas poseen una composición muy similar a la anteriormente descrita pero incorporan determinados

elementos que aumentan su resistencia mecánica (100-300 MPa) ⁵. Entre las que encontramos:

2.1.1.1 Cerámicas feldespáticas reforzadas con leucita

Son cerámicas básicamente feldespáticas, las cuales deben su resistencia a una dispersión de microcristales de leucita, repartidos de forma uniforme en la matriz vítrea. La leucita refuerza a 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 ^{5, 6}.

El mayor contenido de leucita (que puede llegar al 40- 50%), mejora ligeramente la resistencia a la flexión que puede alcanzar 100-120 MPa. Si bien más altas que en las feldespáticas para prótesis metal porcelana, en estas porcelanas reforzadas con cristales de leucita las propiedades físicas siguen siendo bajas ^{2, 6}.

Es destacable en este tipo de cerámicas la conservación de gran parte de la translucidez propia de las porcelanas feldespáticas para prótesis metal porcelana. Sin embargo, la técnica de elaboración de la restauración, y la posterior fijación adhesiva de la misma permite que puedan ser empleadas como material exclusivo para la confección de la restauración.

Los sistemas IPS Empress® Esthetic (Ivoclar), Finesse® All Ceramic (Ceramco – Dentsply) y Optec-HSP® (Jeneric) son ejemplos de porcelanas de este tipo y gozan de amplia difusión comercial desde hace ya varios años.

Sus excelentes resultados estéticos pero bajas propiedades físicas las limita para la confección de frentes estéticos (fig. 3), algunas coronas anteriores sobre muñones sin decoloración importante (idealmente sobre postes de base orgánica con muñones de composite) e incrustaciones, idealmente de disposición interna (inlays).



Fig. 3³.

Restauraciones elaboradas con IPS Empress® Esthetic (Ivoclar).

Las restauraciones fabricadas con estas porcelanas poseen una importante proporción de fase vítrea y por ello pueden ser grabadas con ácidos (fluorhídrico del 5 al 10% durante 60 segundos) y así conseguir las microrugosidades con las que se logra adhesión e integración física a la subsuperficie⁶.

2.1.1.2 Cerámicas feldespáticas reforzadas con disilicato de litio

Los sistemas más representativos son:

-IPS Empress® II: es una cerámica vitrificada con base en cristales de disilicato de litio ($\text{SiO}_2\text{-LiO}_2$), los cuales representan del 60 al 65% en volumen, densamente dispuestos y unidos a la matriz vítrea, 34% en volumen de vidrio residual y 1% de volumen en porosidad como resultado del tratamiento térmico ⁷.

Los cristales de disilicato de litio tienen un formato alargado de 0.5 a 4mm y corresponden a la principal fase cristalina de este sistema. La segunda fase cristalina son los cristales de ortofosfato de litio caracterizado por una pequeña fase cristalina compuesta por cristales con aproximadamente 0.1 a 0.3 mm de diámetro, localizada en la matriz vítrea y en la superficie de los cristales de disilicato de litio (pequeños orificios en la superficie de estos cristales) ^{2, 3, 5, 6}.

La cristalización controlada del sistema IPS Empress® II asegura que la nucleación y el crecimiento de los cristales de disilicato de litio se propaguen uniformemente a través de la estructura durante el tratamiento térmico ⁷.

La cerámica de estratificación presenta cristales de fluorapatita aplicada directamente sobre el coping o infraestructura a través de la técnica convencional de estratificación y sinterización ².

-IPS e.max® Press/CAD (Ivoclar): también es una cerámica vitrificada reforzada, pero a diferencia del sistema Empress® II, sólo es reforzada por 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 ⁵.

IPS e.max® CAD se puede fresar fácilmente en su estado cristalino intermedio “azul” (se muestra en la fig. 4). La resistencia del material en su estado intermedio de fresado es de 130 a 150 MPa, comparable con otros bloques de cerámicas vítreas actualmente comercializados.



Fig. 4 ².

Bloques de IPS e.max® CAD en estado cristalino intermedio.

Una vez fresada, la restauración se cristaliza en un horno para cerámica. A diferencia de otras cerámicas CAD/CAM, el proceso de cristalización no provoca una importante contracción y no requiere de infiltración. La cristalización se completa en aproximadamente 20-25 minutos. Este proceso a 840° C provoca la transformación de la microestructura a través de un proceso controlado de crecimiento de los cristales de disilicato de lito. Las propiedades físicas finales, tales como la resistencia de 360 MPa y las correspondientes propiedades ópticas, se alcanzan a través de la transformación de la microestructura ³.

Para los sistemas IPS e.max[®] CAD e IPS e.max[®] Press, se ha desarrollado una cerámica de estratificación de nanofluorapatita IPS e.max[®] Ceram (fig. 5), que es utilizada como material de estratificación y de caracterización para todos los componentes de IPS e.max[®], sean de base vítrea o circonio^{2, 4}.



Fig. 5⁴.

Cerámica de nanofluorapatita, e.max[®] Ceram.

2.1.2 Cerámicas aluminosas

En 1965, McLean y Hughes abrieron una nueva vía de investigación en el mundo de las cerámicas sin metal. Estos autores incorporaron a la porcelana feldespática cantidades importantes de óxido de aluminio reduciendo la proporción de cuarzo. El resultado fue un material con una microestructura mixta en la que la alúmina, al tener una temperatura de fusión elevada, permanecía en suspensión en la matriz.

Estos cristales mejoraban extraordinariamente las propiedades mecánicas de la cerámica. Esta mejora en la tenacidad de la porcelana animó a realizar coronas totalmente cerámicas. Sin embargo, pronto observaron que este incremento de óxido de aluminio provocaba en la porcelana una reducción importante de la translucidez, que obligaba a realizar tallados agresivos para alcanzar una buena estética.

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 ⁵.

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, por lo que no cuenta con fase vítrea (se muestra en la fig. 6). 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.

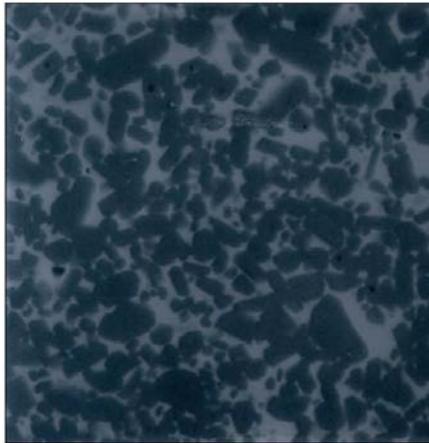


Fig. 6 ⁵.

Microestructura de la cerámica In-ceram® Alúmina (Vita).

- 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 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 zirconia (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 tramos protésicos posteriores.



Fig. 7 ⁶.

Cofia fabricada con el sistema Procera[®] AllCeram (Nobel Biocare).

- Procera[®] AllCeram (Nobel Biocare): Este sistema emplea una alúmina de elevada densidad y pureza (>99,5%). Sus cofias (fig. 7) se fabrican mediante un proceso industrial de prensado en frío y sinterización final a 1550° C.

Con esta técnica, el material se compacta hasta su densidad teórica, adquiriendo una microestructura completamente cristalina. El resultado es una cerámica con una alta resistencia mecánica porque al desaparecer el espacio residual entre los cristales se reduce la aparición de fisuras ^{2, 5}.

2.1.3 Cerámicas circoniosas

Estas cerámicas de última generación están compuestas por óxido de circonio altamente sinterizado (95%), estabilizado parcialmente con óxido de itrio (5%).

El óxido de circonio (ZrO_2) también se conoce químicamente con el nombre de 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” (fig. 8).

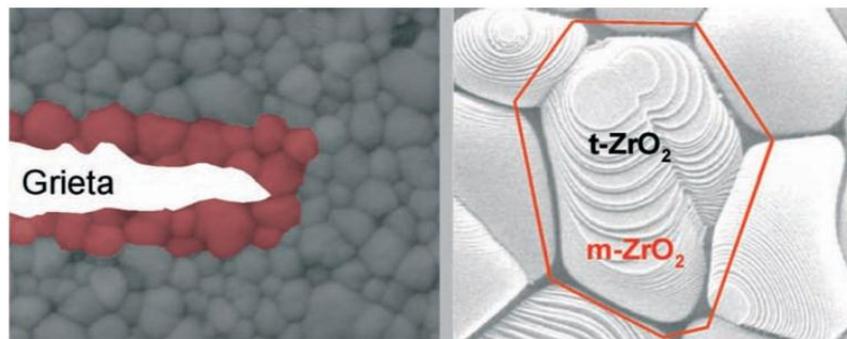


Fig. 8 ⁵.

Transformación de fase cristalina en la zirconia.

Este fenómeno descubierto en 1975 por Garvie & cols., consiste en que la circonia parcialmente estabilizada ante una zona de alto estrés mecánico, que es la punta de una grieta, sufre una transformación de fase cristalina, pasa de forma tetragonal a monoclinica, adquiriendo un volumen mayor. 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 1000 y 1500 MPa, superando con un amplio margen al resto de porcelanas. Por ello, a la circonia se le considera el “acero cerámico”.

Estas excelentes características físicas han convertido a estos sistemas en los candidatos idóneos para elaborar prótesis cerámicas en zonas de alto

compromiso mecánico. A este grupo pertenecen las cerámicas dentales de última generación: DC-Zircon[®] (DCS), Cercon[®] (Dentsply), In-Ceram[®] YZ (Vita), Procera[®] Zirconia (Nobel Biocare), Lava[®] (3M Espe), IPS e.max[®] ZirCAD (Ivoclar), etc.



Fig. 9 7.

Estructuras de zirconia elaboradas con e.max[®] ZirCAD (Ivoclar).

Al igual que las aluminosas de alta resistencia, estas cerámicas son muy opacas (no tienen fase vítrea) y por ello se emplean únicamente para fabricar el núcleo de la restauración, es decir, deben recubrirse con porcelanas convencionales para lograr una buena estética (fig.10) ^{2, 5}.



Fig. 10 8.

Infraestructura de zirconia y su posterior recubrimiento con porcelana feldespática.

2.2 Por la técnica de confección

La técnica de confección es de suma importancia para la restauración a elegir, ya que esta es un proceso al cual el clínico no es ajeno, dado a que determina entre otras cosas, las propiedades físicas y ópticas de la cerámica. Existen tres técnicas de confección principalmente, las cuales son: condensación sobre el muñón refractario, sustitución de la cera perdida y con tecnología asistida por el operador ⁶.

2.2.1 Condensación sobre el muñón refractario

Esta técnica se basa en la obtención de un segundo modelo de trabajo, duplicado del modelo primario de yeso, mediante un material refractario que no sufre variaciones dimensionales al someterlo a las temperaturas que requiere la cocción de la cerámica (fig. 11).



Fig. 11 ⁹.
Troquel refractario.

La porcelana se aplica directamente sobre estos troqueles termorresistentes. Una vez sinterizada, se procede a la eliminación del muñón y a la colocación de la prótesis en el modelo primario para las correcciones finales.

Son varios los sistemas que utilizan este procedimiento: Optec-HSP® (Jeneric), Fortress® (Myron Int), InCeram® Spinell (Vita), etc. ^{2, 4}.

2.2.2 Sustitución de la cera perdida

Este método está basado en el tradicional modelado de un patrón de cera que posteriormente se transforma mediante inyección en una estructura cerámica, tal y como clásicamente se efectúa con el metal.

Inicialmente se encera el patrón que puede representar la cofia interna o la restauración completa (fig. 12).



Fig. 12 ¹⁰.
Patrón en cera.

Una vez realizado el patrón, se reviste en un cilindro y se procede a calentar la cera. A continuación, se calienta la cerámica (que se presenta en forma de pastillas) hasta su punto de fusión. El paso del material hacia el interior del cilindro se realiza por inyección, en donde un pistón va empujando la cerámica fluida hasta el molde y se obtienen las piezas inyectadas (fig. 13).



Fig. 13 ¹⁰.

Piezas de IPS e.max[®] libre de revestimiento.

Los sistemas más representativos son IPS Empress[®] e IPS e.max[®] Press (Ivoclar).

Diversos estudios han demostrado que este procedimiento aumenta la resistencia de la cerámica porque disminuye la porosidad y proporciona una distribución más uniforme de los cristales en el seno de la matriz ^{2, 4}.

2.2.3 Tecnología asistida por ordenador

Hoy en día, la tecnología CAD-CAM (Computer Aided Design - Computer Assisted Machining) nos permite confeccionar restauraciones cerámicas precisas de una forma rápida y cómoda. Todos estos sistemas controlados por ordenador constan de tres fases: digitalización, diseño y mecanizado.

Gracias a la digitalización se registra tridimensionalmente la preparación dentaria. Esta exploración puede ser extraoral (a través de una sonda mecánica o de 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. Los sistemas más representativos son, CEREC® (Sirona), Procera® (Nobel Biocare), Lava® (3M Espe) y Cercon® (Dentsply)^{2, 4}.

IPS e.max CAD se procesa con los sistemas CAD/CAM de colaboradores autorizados, como el antes mencionado CEREC® de Sirona, que se muestra en la fig. 14.



Fig. 14 ¹¹.
Sistema CEREC® (Sirona).

Actualmente, no existe suficiente evidencia científica para determinar cuál es el mejor procedimiento. Sin embargo, en lo que si están de acuerdo la mayoría de los autores es que en el futuro, la tecnología CAD/CAM se impondrá a la técnica de confección manual.

Con las técnicas descritas se puede realizar el volumen completo de la restauración y luego proceder a su caracterización mediante maquillaje superficial; o se puede confeccionar la estructura interna y luego terminarla mediante la aplicación de capas de porcelana feldespática convencional. El maquillaje superficial se utiliza más en incrustaciones y carillas. Mientras que la estratificación de capas es el método ideal para coronas y puentes, ya que nos permite obtener mejores resultados estéticos porque el color se consigue desde las capas profundas ^{4, 5}.

CAPÍTULO 3. CRITERIOS Y CONSIDERACIONES CLÍNICAS PARA LA SELECCIÓN DE CERÁMICAS REFORZADAS CON DISILICATO DE LITIO

Los sistemas cerámicos antes descritos presentan diversas características químicas y físicas que determinan su comportamiento clínico, por lo que se deberán tomar en consideración diversos aspectos determinantes en la elección del sistema ideal de acuerdo a las características del caso a resolver.

En este capítulo se realizará la revisión bibliográfica de 6 factores a tomar en consideración para la elección de los sistemas basados en disilicato de litio.

3.1 Resistencia a la fractura

Frente a todo caso que se nos presente debemos pensar que cualquier restauración que confeccionemos tendrá que sobrevivir el máximo tiempo en función en la boca de nuestros pacientes.

Esto significa que al cementar nuestros trabajos tendremos que estar seguros de que no sólo cumplirán las expectativas estéticas, sino que también debemos tener la certeza de que fueron diseñados para cumplir su función por mucho tiempo. Si sabemos esto, cuando elegimos un material de restauración entenderemos que su principal propiedad debe ser una adecuada resistencia a la fractura ³.

La primera de estas cerámicas, IPS Empress® II, fue introducida en el mercado con la limitación de que estaba indicada para confeccionar coronas unitarias con la necesidad de una cerámica de recubrimiento. Los resultados de los estudios mostraron una tasa de fractura del 30% cuando se utiliza para confeccionar coronas en el sector posterior ¹.

La segunda generación de cerámicas reforzadas con disilicato de litio, IPS e.max® ofrecía cristales más pequeños y homogéneos con propiedades físicas mejoradas, resistencia a la flexión y a la fractura 10% mayor a su predecesor . Estos cristales se muestran en la fig. 15.

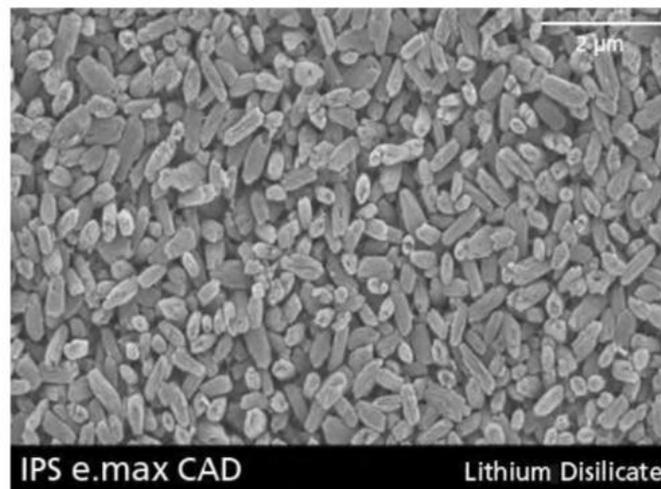


Fig. 15 ².

Cristales de disilicato de litio.

Esta vitrocerámica de disilicato de litio es un material constituido por una cuota elevada de cristales agujiformes y entrelazados que obstaculizan la propagación de fracturas con resultados relativamente altos de resistencia a la fractura $2-2.5 \text{ MPa/m}^{1/2}$, resistencia a la flexión 350-400 MPa , módulo de elasticidad de 95 GPa y dureza de 5800 MPa ^{1, 3}.

Las coronas monolíticas de disilicato de litio IPS e.max[®] han sido objeto de numerosos estudios comparativos in vitro contrastando los resultados de resistencia a la fractura superior a las coronas de zirconia con recubrimiento y similar a las coronas metal cerámica. IPS e.max[®], con una cristalización completamente madura, muestra una resistencia de la flexión de 360 – 400 MPa (conforme a ISO 6872).

La microestructura característica de este material y la disposición de los cristales de disilicato de litio inhiben la propagación de fracturas, las cuales se presentan sólo en cargas muy altas en la fase de vidrio residual que corresponde al 30-40% de su volumen ¹.

La resistencia a la flexión de la zirconia y el disilicato de litio es de aproximadamente 1000 y 400 MPa, respectivamente. Mientras que la zirconia, por sí misma, es dos veces más resistente a la flexión, es débil en conjunto con la cerámica de recubrimiento, cuya resistencia a la flexión ronda aproximadamente los 100 MPa. Cuando se comparan estos dos sistemas, algunos estudios reportan que las coronas de disilicato de litio tienen un mejor desempeño en pruebas de fatiga ⁸.

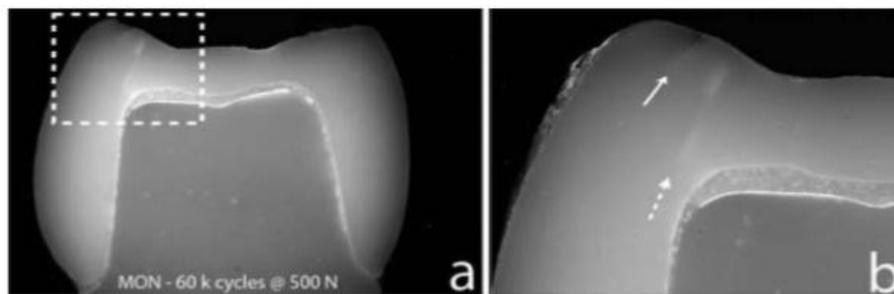


Fig. 16 ¹².

Fracturas asociadas a carga aplicada en coronas de e.max[®].

En uno de los estudios mencionados anteriormente, realizado por Silva et al. (2012), se demostró que coronas monolíticas de disilicato de litio, de 1 a 2mm de espesor oclusal, muestran fallas o fracturas asociadas con la carga aplicada, e independientes a la fatiga acumulada en número de ciclos (se muestran en la fig. 16 y 17). Este comportamiento es similar al observado en coronas metal cerámicas, pero diferente al observado en coronas de zirconio con cobertura vítrea, donde la fatiga acelera la fractura ⁹.

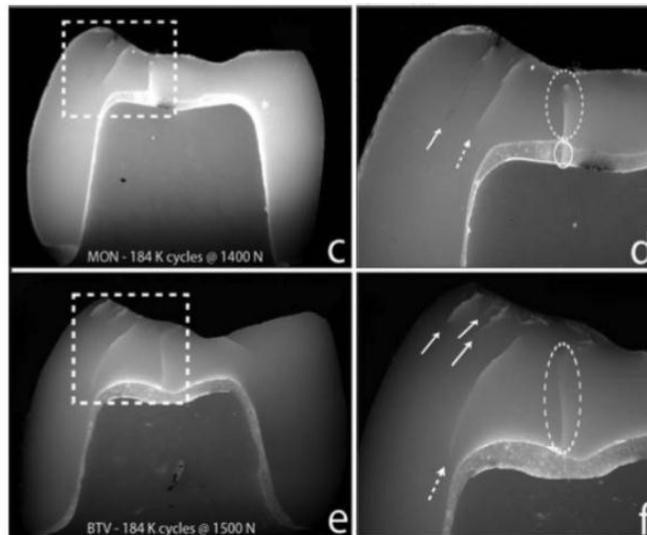


Fig. 17 ¹².

Fracturas asociadas a carga aplicada en coronas de e.max[®].

Según los resultados obtenidos en este estudio, las coronas monolíticas de disilicato de litio con espesores oclusales de 1 a 2mm, muestran una mayor resistencia a la fractura que las de zirconio con cobertura vítrea y comparable con los sistemas metal cerámica tradicionales ⁹.

Además de lo mencionado anteriormente, la complicación secundaria más común está limitada a la microfractura o agrietamiento de la porcelana de

recubrimiento y se ha observado que la fractura localizada se origina del desgaste de superficies en contacto y la fractura completa se origina desde la cofia cerámica ¹⁰, como se muestra en la fig. 18.

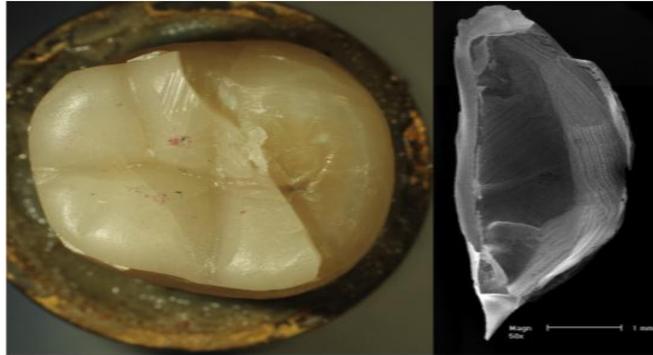


Fig. 18 ¹³.

Fractura completa en corona de e.max[®].

En cuanto a restauraciones de cobertura oclusal, onlays, la recomendación común para alcanzar los requerimientos de soporte de cargas es alcanzar un espesor de la restauración de 1.5 a 2mm. Sin embargo, con el desarrollo de nuevos sistemas cerámicos, como los reforzados con disilicato de litio, se pueden elaborar restauraciones conservadoras que cumplan los requisitos mecánicos necesarios.

A pesar de que la resistencia a la flexión del disilicato de litio es de tan sólo el 40% que la de la zirconia, la capacidad de soporte de carga puede aproximarse un 75% a la de la zirconia cuando es unido a esmalte. Esto es particularmente cierto para onlays y carillas oclusales de un espesor de 0.6mm a 1.4mm.

Adicionalmente, la capacidad de soporte de carga del disilicato de litio se vuelve menos sensitiva a su espesor cuando es soportado por esmalte, lo

que vuelve a este material óptimo para la odontología mínimamente invasiva ^{11,12}.

Algunos otros tipos de fracturas en coronas totales de disilicato de litio se observan en la fig. 19. Se incluyen grietas que se inician en la zona de contacto de la superficie oclusal, mostrando patrones circulares desde la superficie de indentación, desde la superficie de la cementación bajo el contacto y de los márgenes de la corona ^{12, 13, 14}.

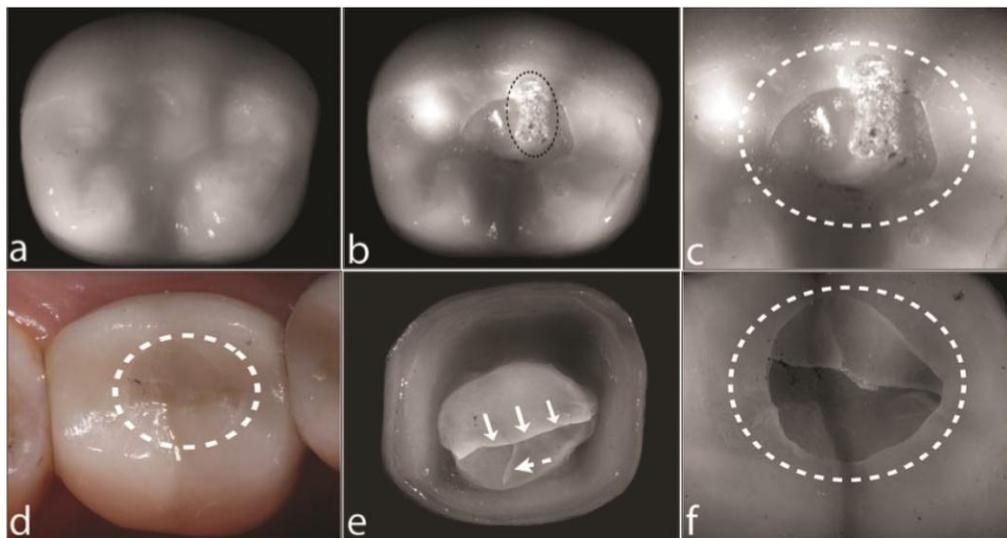


Fig. 19 ¹².

Agrietamientos iniciados en la superficie de indentación mostrando patrones circulares.

Ensayos clínicos reportan índices de supervivencia de sistemas totalmente cerámicos que indican su vulnerabilidad a todas estas fracturas. En general, los sistemas con porcelanas de recubrimiento muestran un mayor índice de fracturas que los sistemas cerámicos monolíticos y las cerámicas monolíticas de disilicato de litio también muestran un mayor índice a la fractura que los sistemas monolíticos de zirconia ^{13, 14}.

Los mecanismos físicos de la fatiga en restauraciones cerámicas no están bien documentados en la literatura odontológica. La visión que prevalece, es que la fatiga por medios químicos depende del índice de grietas en presencia de humedad. De acuerdo con esto, el agua entra en pequeñas fisuras y rompe los enlaces cohesivos, propagando la fisura. El resultado es llamado crecimiento subcrítico de la fisura, cuyo progreso se mantiene con el tiempo, aumentando los niveles de estrés, lo que resulta en la fractura.

Las fracturas de los sistemas totalmente cerámicos están usualmente asociadas con defectos estructurales, estos defectos pueden crearse durante el proceso de elaboración de la restauración o por la actividad masticatoria post-cementado. Estas pueden tomar la forma de los defectos en la microestructura de la cerámica, de las facetas de desgaste, daños por contactos en la superficie oclusal (fig. 20) o superficie de cementación o de microcontactos con objetos agudos ¹³.

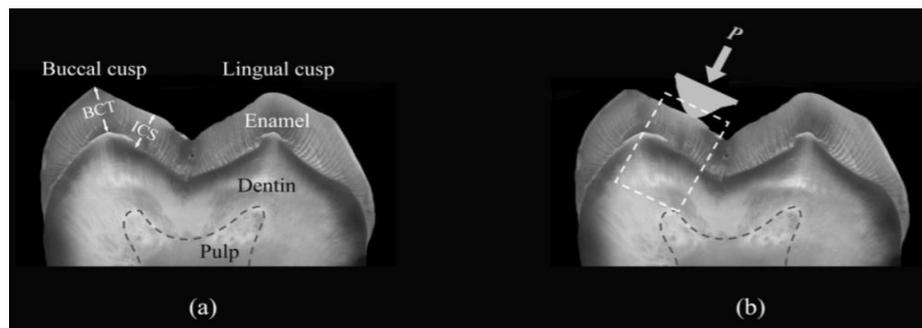


Fig. 20 ¹⁴.

En la figura (a) se muestra el grosor del esmalte en la cúspide bucal de un segundo molar mandibular (BCT 2.1 mm) y en la superficie interna de la cúspide (ICT 1.8 mm). En la figura (b) se muestra el contacto oclusal en función.

En adición a lo antes expuesto, se debe mencionar al procedimiento de cementación adhesiva como un factor determinante de la resistencia de la

restauración ante cargas, debido a su íntima relación, estos factores serán revisados en conjunto ^{12, 13}.

3.2 Adhesión y cementado

Las propiedades de resistencia mecánica de las cerámicas dependen de su composición y forma de fabricación, así como de la cantidad de defectos presentes en su estructura. Por lo tanto estos materiales son altamente sensibles a tensiones de tracción, por lo que se puede obtener el aumento de su resistencia a través del aumento de su módulo elástico o por la eliminación de sus defectos de superficie.

El desarrollo de técnicas de adhesión a las estructuras dentales asociadas a cerámicas con la habilidad para unión con los sistemas adhesivos ha dado paso a restauraciones con excelente integridad mecánica. De hecho, la unión adhesiva disminuye sustancialmente los defectos internos en la restauración cerámica, reduciendo así el potencial de fractura. No obstante, la resistencia de estas cerámicas resulta efectivamente de la unión entre restauración y tallado dental, que pasan a componer una unidad estructural, permitiendo que actúen como un sistema de deformación elástica continua en el que uno refuerza al otro, similar al sistema de distribución de fuerzas entre esmalte y dentina.

La unión entre sistema adhesivo y cerámica se basa en el acondicionamiento ácido para crear una superficie micro mecánicamente retentiva y un agente de aleación para establecer una unión química con la cerámica ³.

Magne & Douglas (1999) y Stokes & Hood (1993) observaron que cuando la carilla se une al sustrato dental reproducen el comportamiento mecánico y estructural de un diente intacto.

En la actualidad, al rehabilitar un diente anterior o posterior se busca la preservación del tejido a través de una mínima intervención de tallado en la superficie dental. Las carillas de cerámica en el sector anterior son una opción para devolver la funcionalidad y estética en los dientes de esa zona. Sin embargo, para prever su supervivencia clínica, se debe buscar el material cementante que garantice una unión aceptable y que preserve la interfaz diente-restauración ¹⁵.

En cuanto a la longevidad de las carillas, es de vital importancia atribuir la fuerza y durabilidad a la compleja adhesión formada entre tres diferentes componentes: superficie dental, el cemento resinoso y la superficie de la porcelana ¹⁶.

En un estudio in vitro realizado sobre premolares extraídos, Mellado et al. (2015), se comparó la resistencia a la fuerza de compresión de carillas de disilicato de lito cementadas con cemento resinoso dual y con cemento resinoso autoadhesivo, obteniendo como resultado que las carillas cementadas con cemento resinoso dual tienen una mayor resistencia a la fuerza de compresión ¹⁵.

Para las carillas se debe tener en cuenta que, a pesar de los nuevos sistemas adhesivos, la fuerza de unión entre la porcelana y esmalte sigue siendo mayor comparada con la fuerza de unión entre porcelana y dentina ¹⁶.

Los sistemas adhesivos también juegan un rol determinante en la unión de la porcelana a la superficie dental, ya que para mantener una unión óptima es

necesario un curado óptimo del cemento resinoso. El cemento fotopolimerizable es generalmente preferido para la cementación de carillas en el sector anterior debido a la estabilidad de su color y a un largo tiempo de trabajo comparado con los sistemas de cementado dual.

En un estudio in vitro en el que se compara la fuerza de unión entre carillas de disilicato de litio y superficies dentales, de cementos resinosos dual y fotopolimerizable, realizado por Öztürk et al. (2012). Se concluyó que no existen diferencias entre ambos cementos, por lo que un cemento fotopolimerizable se puede desempeñar tan bien como uno de curado dual, sin los inconvenientes del mismo.

Es necesario que la fuerza de unión de los adhesivos a dentina debe ser de al menos 17-20 MPa y a esmalte debe ser de al menos 20 MPa para compensar adecuadamente el estrés causado por la contracción de polimerización de la resina. De acuerdo con los resultados del estudio mencionado anteriormente, los dos sistemas adhesivos están por encima de los 20 MPa, sin embargo, para la unión con la dentina los valores fueron por debajo de los 17 MPa. Por lo tanto, mientras más dentina este expuesta en la preparación, más débil será la fuerza de unión entre la restauración y la superficie dental, por lo que debemos de realizar restauraciones que sean mayormente soportadas por esmalte ¹⁶.

Gracias a este estudio podemos concluir que aún más importante que el sistema adhesivo a utilizar, es el sustrato y la preparación del mismo, ya que este determina la fuerza de unión entre diente-restauración ⁴.

3.2.1 Elección del cemento a utilizar

Cuando tomamos la decisión de realizar una cementación adhesiva, el primer paso es seleccionar el sistema adhesivo a ser utilizado en la superficie dental.

Debido a su capacidad de fluir y a la autopolimerización, los cementos de polimerización dual son preferidos, de manera errónea, a los cementos fotopolimerizables.

Nadie discrepa el hecho de que es importante disponer de suficiente tiempo de trabajo para el correcto asentamiento de la restauración y para eliminar cuidadosamente el exceso de cemento. Teniendo esto en cuenta, los cementos duales están sujetos a controversia: su capacidad de autopolimerización es inversamente proporcional al tiempo de trabajo y su capacidad para fluir dificulta la eliminación del exceso de resina. Estos inconvenientes se suman al compromiso que se establece entre el grado de conversión y la inestabilidad del color debido a la degradación de las aminas.

Debido a lo anterior se ha propuesto utilizar como agentes cementantes los composites fotopolimerizables restauradores, para carillas, coronas, inlays y onlays cerámicos (fig. 21). Está demostrado que las resinas duales no tienen ventajas sobre las únicamente fotopolimerizables, con respecto a la tasa de polimerización, cuando cada superficie proximal restaurada se polimeriza durante un mínimo de 120 segundos (con los métodos habituales de polimerización) ¹⁷.

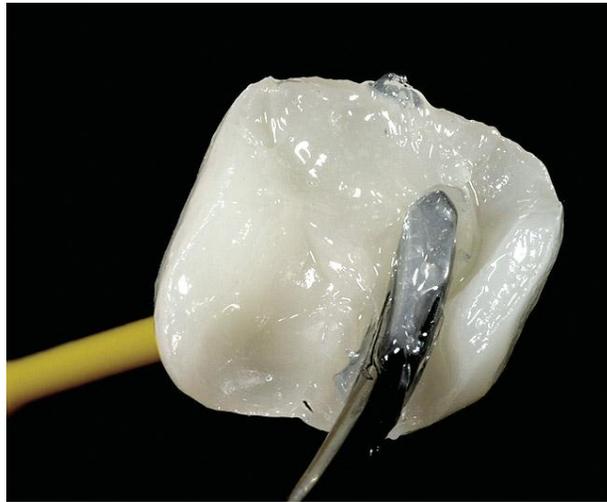


Fig. 21 ¹⁵.

Colocación de composite translúcido en la superficie interna de la restauración.

Cuando se utilicen composites restauradores para cementar restauraciones en el sector anterior debe seleccionarse preferentemente un composite neutro que permita la redistribución de luz y una polimerización profunda (por ejemplo, tipo incisal translúcido).

Es importante recordar que la viscosidad de las resinas de composite está inversamente relacionada con la temperatura. Los híbridos finos pueden llegar a ser muy densos cuando se manipulan a temperaturas bajas. En estos casos, guardar la jeringa de composite en una bolsa cerrada y sumergida en agua caliente reducirá el grosor de la película.

Los materiales de polimerización dual están indicados sólo en aquellos casos en que el grosor de la cerámica en la cara vestibular es mayor a 2 mm o cuando las carillas se han confeccionado muy opacas ¹⁷.

3.2.2 Grabado con ácido fluorhídrico

Las cerámicas a base de disilicato de litio tienen un porcentaje de 60-70% de cristales incluidos en una matriz vítrea, que les proporciona un aumento de resistencia con respecto a las cerámicas feldespáticas, y permiten ser acondicionadas por medio de la técnica de grabado ácido ¹⁸.

La adhesión de un compuesto resinoso a cerámicas con feldespato, leucita y disilicato de litio, está bien establecida. El ácido fluorhídrico ataca la fase vítrea y forma una superficie retentiva para una adhesión micromecánica y el silano (fig. 22), como agente de unión, promueve un enlace químico entre la sílice de estas cerámicas y los grupos metacrilato de la resina.



Fig. 22 ¹⁶.

Aplicación de ácido fluorhídrico en la superficie interna de la restauración.

El proceso de adhesión al sílice para la cementación de cerámicas vítreas se hace por medio del grabado de superficie con ácido fluorhídrico. Las concentraciones más utilizadas son al 4,6 y 9,5%. Para el caso del sistema

IPS e.max[®], la casa fabricante recomienda el uso de ácido fluorhídrico al 4,6% durante 20 segundos. Recomendación que, según Caparroso et al., demuestra los mayores valores de fuerza adhesiva en comparación con el grabado a concentraciones de ácido fluorhídrico al 9.6% ¹⁹.

Una vez realizado el grabado ácido, se deberá neutralizar la continua acción del ácido introduciéndolas en una solución de bicarbonato de sodio. Es indispensable eliminar los residuos de la superficie interna de la restauración a través de un lavado ultrasónico en alcohol al 95% durante 4 minutos o bien manualmente ^{2,17}.

3.2.3 Silanización

El silano tiene la capacidad de mejorar la humectabilidad superficial provocando mejor contacto e infiltración del cemento a las irregularidades causadas por el grabado ácido. Los agentes de acoplamiento del silano fomentan la adhesión de la fase inorgánica de la cerámica y la fase orgánica de los agentes cementantes por medio de la unión siloxano donde los grupos reactivos se adhieren químicamente a las moléculas encontradas en el adhesivo.

Según un estudio in vitro realizado por Nuñez et al., se observó que la aplicación combinada de ácido fluorhídrico y silano mejora la resistencia de unión entre la cerámica de disilicato de litio y el agente de resina. Aún más allá de esto, se observó que el calentamiento del silano aplicado en la cerámica, en un horno a 100° aumenta los valores de unión con cementos convencionales ¹⁸.

De acuerdo con la mayoría de los estudios, el mejor tratamiento de superficie para las cerámicas ricas en matriz vítrea sería el uso del acondicionamiento

con ácido fluorhídrico al 4.6% durante 20 segundos, asociado a la silanización durante 1 minuto (fig. 23) ²⁰.



Fig. 23 ¹⁶.

Aplicación del silano en la superficie interna de la restauración.

Cuando la preparación se localiza mayormente en esmalte el acondicionamiento de la superficie dental se limita al grabado con ácido ortofosfórico al 37% durante 30 segundos, seguido de lavado y secado de la superficie.

Cuando la preparación se localiza principalmente en dentina, se recomienda la aplicación de un adhesivo dentinario, como se muestra en la fig. 24 ¹⁷.



Fig. 24 ¹⁷.

Grabado ácido, aplicación de adhesivo y colocación de la carilla cerámica.

No se profundizará en el acondicionamiento de la superficie dental ni en las características de los sistemas adhesivos y composites existentes, dado a que los límites de esta revisión se encuentran en los criterios para la selección del material restaurador y no en protocolos específicos de cementado.

3.3 Estética

Una vez que se ha comprendido el valor de la resistencia en una restauración, otro de los aspectos de mayor importancia a tomar en cuenta es la estética.

Hoy en día la estética ha tomado una relevancia tal que ha conducido al clínico a orientar gran parte de sus esfuerzos para obtenerla, sin embargo, al

observar el ejemplo de la naturaleza nos podemos dar cuenta que la estética es un producto generado por el diseño más favorable para la forma, función y resistencia del órgano dentario.

Tomando como ejemplo la disposición espacial de los dientes en la arcada, nos podemos dar cuenta de que está dada para facilitar la función masticatoria, a la vez que esta disposición es fundamental para conseguir una oclusión mutuamente protegida, como se muestra en la fig. 25.

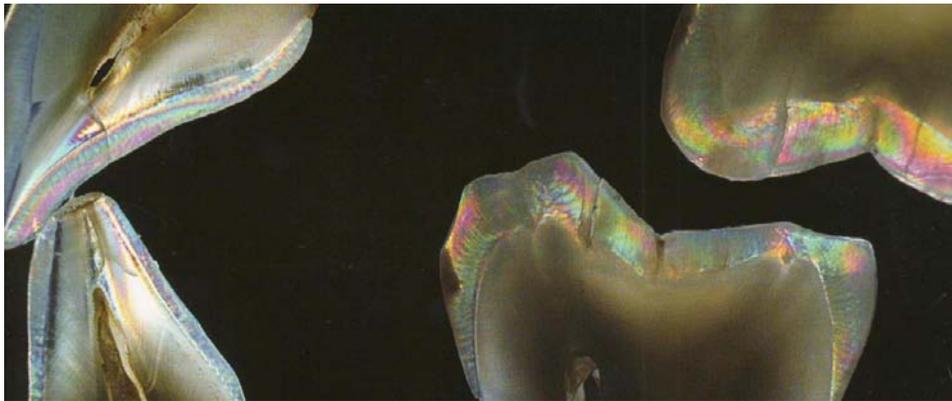


Fig. 25 ¹⁷.

Desoclusión posterior en movimiento de protrusión.

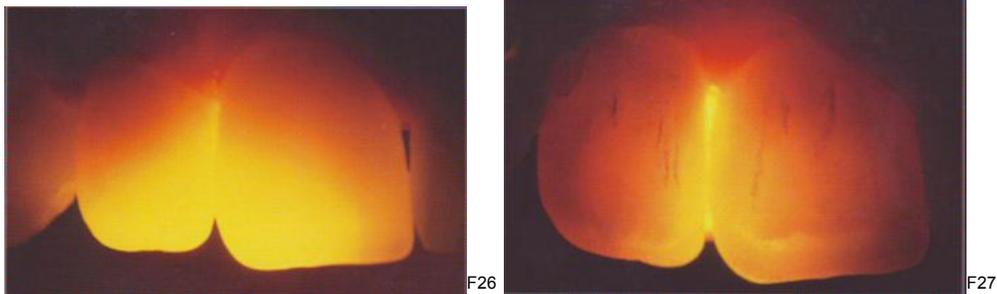
Sumado a esto, tenemos a la estructura interna del diente como un ejemplo más en el que encontramos a una dentina elástica que hace que el diente sea resistente a la fractura. Pero ante la necesidad de proteger esta dentina, la naturaleza diseñó el esmalte, en el que se descargan los impactos oclusales y la unión amelodentinaria se encarga de transmitirlos a la dentina que, gracias a su flexibilidad, se deforma y los absorbe ³.

Una vez teniendo en cuenta lo anterior, debe notarse que la resistencia de la porcelana es determinada 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 tanto, la translucidez es inversamente proporcional a la resistencia, sin embargo, los factores que aumentan la resistencia no dependen únicamente de la composición de las cerámicas.

Cuando se habla de estética en restauraciones cerámicas, se debe tomar en cuenta que esta depende de la translucidez y el color de la cerámica, pero también depende del espesor de la cerámica, el espesor y color del agente cementante y el color de la estructura dental remanente ²¹.

Cuando se requiere de un material con excelente translucidez y refracción de luz similar a las del diente natural (figs. 26 y 27), IPS e.max[®] es la mejor opción entre sistemas monolíticos cerámicos, ya que este muestra valores mayores que los sistemas CAD CAM Lava y Procera ^{3, 21}.



Figuras 26 y 27 ¹⁷.

Restauraciones de IPS e.max[®] sobre luz transmitida, vista vestibular y palatina. Obsérvese la excelente translucidez y la transmisión de luz hacia los tejidos gingivales.

Sin embargo, la translucidez no siempre es una característica deseada en odontología estética, ya que en dientes con oscurecimientos graves es necesario un material con elevada opacidad, misma que puede ser brindada

especialmente por sistemas a base de circonio, alúmina o por pastillas de IPS e.max® de gran opacidad (fig. 28), por lo que es necesario evaluar cada caso individualmente para elegir el tipo de cerámica ideal.

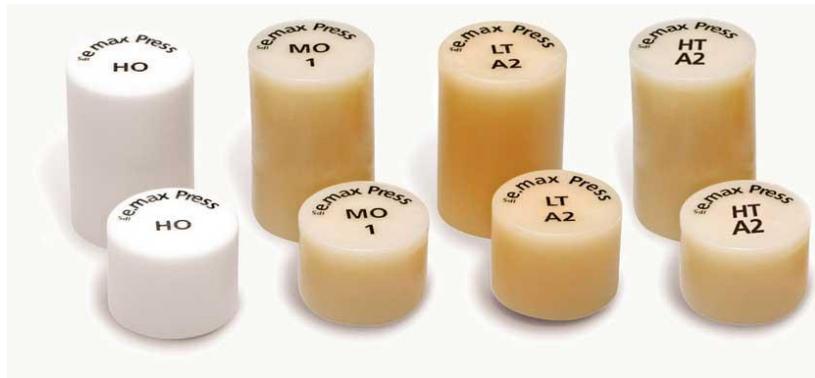
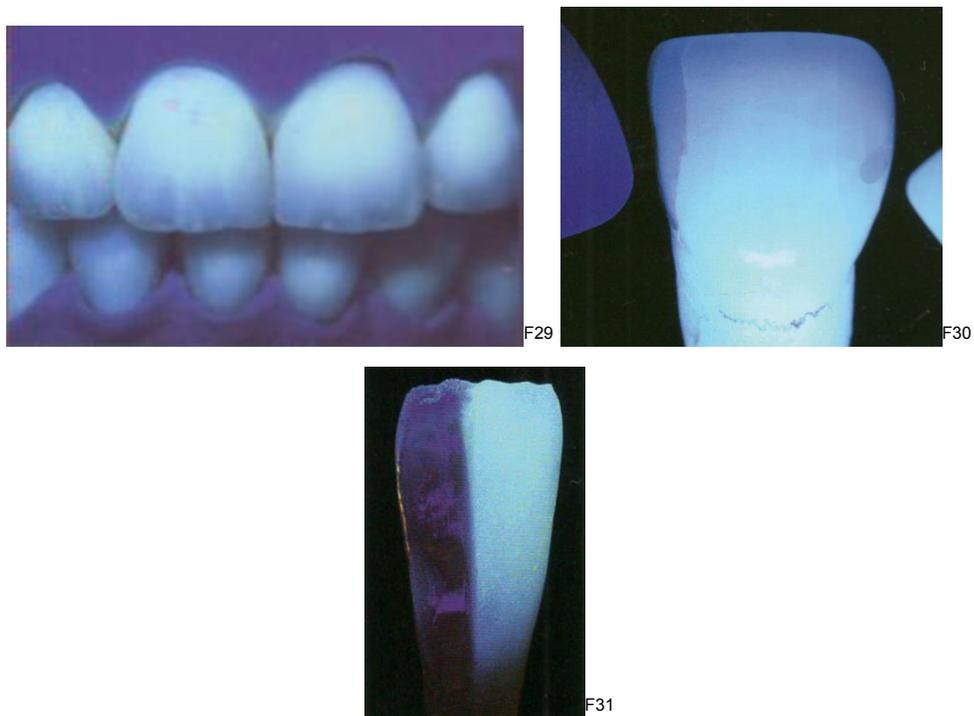


Fig. 28 ¹⁸.

Pastillas de IPS e.max® Press: HO- opacidad alta, MO- opacidad media, LT- baja translucidez y HT- alta translucidez.

Cuando los sistemas a base de disilicato de litio se usan como núcleo de restauraciones unitarias, estos permiten una estratificación orientada únicamente a obtener la máxima estética posible y no a esconder el núcleo, lo que sumado a su translucidez, valor, matiz y saturación similares al diente, lo convierten en el núcleo cerámico más adecuado para restauraciones unitarias.

Otra ventaja estética al usar el sistema IPS e.max® Press/CAD como núcleo, es la posibilidad de usar la cerámica de estratificación a base de fluorapatita, del sistema IPS e.max® Ceram. Esta cerámica posee elevados valores de fluorescencia (figuras 29, 30 y 31) y translucidez, que permiten un excelente mimetismo entre las cerámicas y las estructuras dentales ³.



Figuras 29, 30 y 31 ¹⁷.

Restauraciones de disilicato de litio (fig. 29), diente natural (fig. 30) y media corona de zirconia sin cerámica fluorescente (fig.31). El disilicato de litio y el diente natural muestran una fluorescencia similar, mientras que la estructura de zirconio sin recubrimiento no es fluorescente.

Cuando hablamos de frentes laminados o carillas, la elección se complica, dado a que existen otras cerámicas vítreas con mejores propiedades ópticas que el disilicato de lito (figuras 32 y 33), como son las cerámicas feldespáticas convencionales y las cerámicas feldespáticas reforzadas con cristales de leucita, por lo que en casos en que la exigencia estética sea máxima se deberá optar por estos materiales.

Sin embargo, cuando además de elevada estética, los requerimientos funcionales obliguen a recurrir a un material de elevada resistencia, el disilicato de litio será la opción ideal debido a su mayor resistencia

(comparado con otras cerámicas vítreas) y mejores propiedades ópticas (comparado con cerámicas aluminosas y circoniosas) ^{3, 21, 22}.



Fig. 32 ¹⁷.

Carillas anteriores de IPS e.max[®] Press.

La estabilidad del color de una restauración de disilicato de litio se ve afectada por el paso del tiempo, sin embargo, estos cambios mostrados son causados por el agente cementante y no por cambios significativos en la cerámica.



Fig. 33 ¹⁷.

Carillas anteriores de IPS e.max[®] Press.

Según un estudio realizado por Turgut et al. (2011), se demostró que dichos cambios en el color del agente cementante no son clínicamente significativos en un lapso simulado de 1 año, además este estudio no demuestra variaciones significativas entre el tipo de cemento (dual o de fotocurado), a pesar de los reportes acerca del cambio cromático provocado por las aminas terciarias en cementos de curado dual ²².

Cuando se opta por restauraciones inlays u onlays, la estética no suele ser tan determinante como en el sector anterior, por lo que en algunos casos cerámicas de mayor resistencia y menor estética serán una mejor opción, sin embargo, el disilicato de litio sigue ofreciéndonos un binomio estética-resistencia que lo convierte en un candidato para dichas restauraciones.

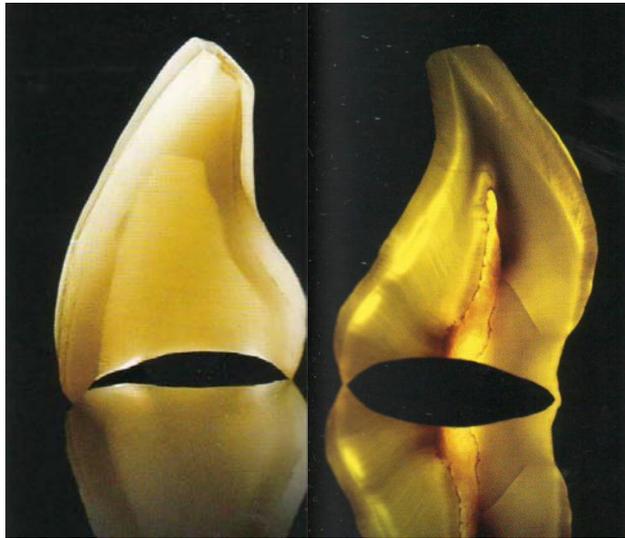


Fig. 34 ¹⁷.

Transmisión de luz a través de la estructura de disilicato de litio sobre muñón de composite y a través de un diente natural.

3.4 Precisión del ajuste marginal

Los requerimientos esenciales para el éxito clínico de las restauraciones totalmente cerámicas incluyen alta resistencia a la fractura, buena estética y un perfecto ajuste marginal.

Un ajuste marginal pobre de la restauración puede resultar en daño al diente, tejidos periodontales y a la restauración. Amplias discrepancias marginales resultan en disolución del agente cementante y favorecen la microfiltración de bacterias y sus productos. Como consecuencia, el diente se vuelve más susceptible a procesos pulpares inflamatorios, caries marginal y decoloración

23 .

La microfiltración es clásicamente definida como la difusión de sustancias, como bacterias, fluidos orales, moléculas y/o iones, dentro de una brecha marginal o un defecto estructural que se presenta naturalmente o que ocurre entre el material restaurador y la superficie del diente.

El aumento de la microfiltración depende de la interacción entre diversos factores como la restauración, el agente cementante y la estructura dental, como se muestra en la figura 35 ²⁴.

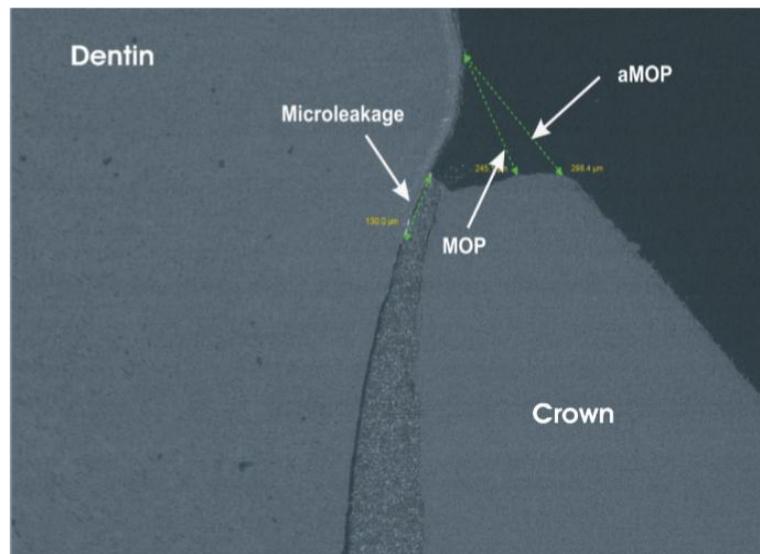


Fig. 35 ¹⁹.

Discrepancia o brecha marginal entre dentina y corona, obsérvese el inicio de la microfiltración entre el agente cementante y la dentina.

El agente cementante aumenta la brecha marginal elevando la corona después de la cementación, la fabricación por medio de tecnología CAD/CAM aumenta la precisión del ajuste y el tipo de preparación influye directamente en la brecha marginal ^{23, 24}.

La comunidad odontológica ha llegado a un consenso en cuanto a lo que constituye una discrepancia marginal aceptable. Una brecha marginal en un rango de 10 a 500 μm , con valores medios de 50 a 100 μm , se ha definido como aceptable. Para restauraciones CAD/CAM, la brecha marginal generalmente aceptable esta entre 50 y 100 μm .

Holmes et al., define a la brecha marginal como la medida perpendicular del margen cervical de la restauración al margen de la preparación (fig. 36). Una discrepancia marginal absoluta comprende a la brecha marginal (medida vertical) y a la discrepancia horizontal de la restauración.

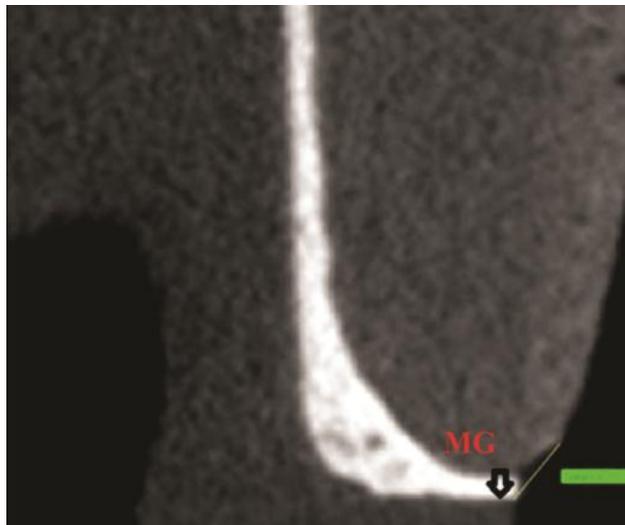


Fig. 36 ²⁰.

Brecha marginal medida a través de tomografía.

Según un estudio realizado por Demir et al. (2014), las coronas de disilicato de litio muestran los mejores valores en cuanto a discrepancia marginal cuando se realiza una terminación en hombro redondeado, alcanzando 20 μm antes de la cementación. En cuanto a terminación en chaflán, el disilicato

de litio sólo fue superado por el sistema feldespático. En este estudio se compararon cuatro sistemas cerámicos, disilicato de litio, cerámica feldespática, zirconia y cerámica aluminosa.

Gracias a estudios como los anteriores podemos evidenciar la seguridad de los sistemas de disilicato de litio en cuanto a ajuste marginal se refiere, siempre y cuando sean elaborados con los procesos clínicos y de laboratorio adecuados.

A pesar de que los sistemas cerámicos de disilicato de litio muestran los mejores valores de ajuste marginal, sólo por debajo de los sistemas feldespáticos, este no es un criterio de elección significativo, ya que otros sistemas como las cerámicas aluminosas y las circoniosas muestran valores aceptables de adaptación marginal. Por lo tanto, en la selección del sistema cerámico se deberán tomar en cuenta otros factores de mayor relevancia clínica ²³.

3.5 Supervivencia clínica

Como en algunos criterios mencionados anteriormente, las coronas metal porcelana representan el “gold estandar”, por lo que para realizar un análisis, es necesario tomarlas como punto de comparación, junto con otros sistemas totalmente cerámicos ²⁴.

Cuando hablamos de supervivencia clínica en sistemas reforzados con disilicato de litio, especialmente IPS e.max Press/CAD, es difícil encontrar

estudios de más de 5 años de seguimiento, por lo que se debe ser cauto en la interpretación de los mismos con respecto a sistemas más antiguos.

En un estudio realizado por Hardang et al. (2014), se examinaron 14 coronas fracturadas de disilicato de litio y 13 de zirconia, para determinar las características de dicha fractura. En ese estudio se encontró que todos los orígenes de las fracturas fueron en los márgenes cervicales, generalmente en áreas interproximales.

En dicho estudio se concluye que, el punto más débil de la restauración es el margen (fig. 37). Por lo tanto, el diseño de la preparación y su terminación (hombro o chaflán) parece ser tan importante como el material utilizado en la restauración cuando hablamos de desempeño y supervivencia clínica ²⁵.



Fig. 37 ²¹.

Fractura longitudinal que incluye el margen de la corona.

Cuando se trata de restauraciones en el sector anterior, como carillas y coronas, es necesario tomar en cuenta otros factores además de la fractura

que determinen la supervivencia clínica, como el cambio de color, agrietamiento o descementado.

En un estudio realizado por Alhekeir et al. (2014), se observaron 205 carillas fabricadas con IPS e.max Press con un seguimiento de 6 meses a dos años. Se obtuvo que el 34.4% de los pacientes mostraron un fallo de la restauración, especialmente en el cambio de color (60%). De cualquier forma, el 82.8% de los pacientes se mostraron satisfechos con sus restauraciones ²⁶.

En el artículo de revisión realizado por Sailer et al. (2015), se reportaron 12 estudios de coronas individuales de cerámica reforzadas con leucita o disilicato de litio, que mostraron un índice estimado de 96.6% de supervivencia clínica a 5 años. Mientras que el índice de supervivencia para coronas metal porcelana en 17 estudios, con un seguimiento estimado de 5 años fue del 95.7%. Estos resultados demuestran valores similares entre ambos sistemas.

Resultados similares se obtuvieron para coronas infiltradas con alúmina (15 estudios con un índice estimado de 94.6% de supervivencia a 5 años) y sistemas densamente sinterizados de alúmina (8 estudios con un índice estimado de 96.0% de supervivencia a 5 años).

Los sistemas cerámicos de zirconia tuvieron una estimación significativamente más baja que los sistemas antes mencionados, con un índice estimado de 91.2% de supervivencia a 5 años.

Cuando los resultados entre coronas individuales del sector anterior y posterior fueron comparados, no se encontraron diferencias significativas en los índices de supervivencia reportados para sistemas metal porcelana,

reforzados con leucita o disilicato de litio, a base de óxido de aluminio o de zirconia. Sin embargo, los sistemas feldespáticos reportaron índices significativamente más bajos para la región posterior que la anterior (87.8% vs. 94.6%).

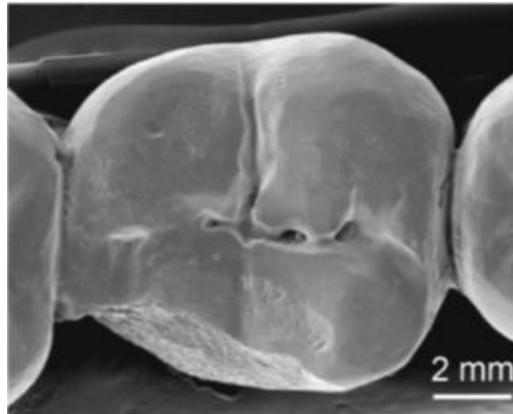


Fig 38 ²¹.

Fractura de la cerámica.

Los factores que determinaron el fracaso de dichas restauraciones según la revisión antes citada fueron: fractura del núcleo, fractura de la cerámica (fig. 38), chipping de la cerámica, decoloración marginal, pérdida de retención y pobre estética (fig. 39).



Fig. 39²².

Ligera decoloración en carillas de incisivos centrales superiores.

El chipping de la cerámica de recubrimiento es uno de los problemas más comunes entre sistemas (fig. 40), siendo más representativo para sistemas metal porcelana y los basados en alúmina y zirconia.

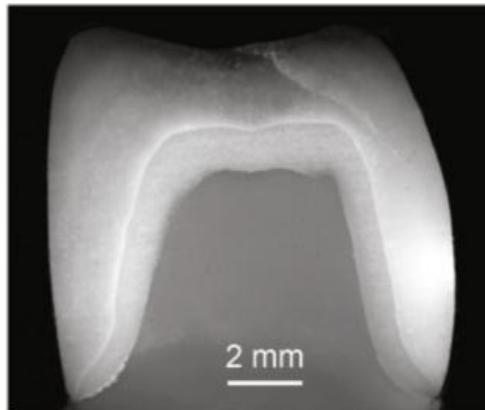


Fig. 40²¹.

Chipping de la cerámica de recubrimiento.

La fractura del núcleo a 5 años de seguimiento es la más baja para los sistemas metal porcelana (0.03%), seguidos por los sistemas de zirconia (0.4%), los sistemas de disilicato de litio (2.3%) y en último lugar los sistemas feldespáticos (6.7%).

Con la excepción de los sistemas basados en zirconia, la descementación o pérdida de retención (fig.41) no es un problema técnico significativo.

La pérdida de vitalidad del diente pilar es menos frecuente en los sistemas reforzados con leucita o disilicato de litio que en los sistemas metal porcelana, aluminosos o zirconiosos. La fractura del diente pilar predomina principalmente en los sistemas metal porcelana a diferencia de los totalmente cerámicos.



Fig. 41 ²².

Descementación de carilla de incisivo lateral debido a reducción dental inadecuada.

La caries secundaria (fig. 42) fue reportada con un 1% para sistemas metal porcelana, mientras que la zirconia reporto valores significativamente menores que los sistemas reforzados con disilicato de litio y leucita ²⁴.

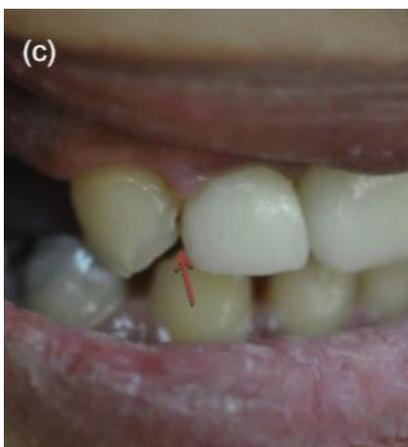


Fig. 42 ²².
Caries secundaria.

Las coronas unitarias realizadas con sistemas totalmente cerámicos, reforzados con leucita o disilicato de litio y los basados en óxido de aluminio pueden ser recomendados como una alternativa a los sistemas metal porcelana para el sector anterior y posterior, mientras que los sistemas feldespáticos sólo pueden ser recomendados para el sector anterior.

Los sistemas basados en zirconia, de acuerdo a los estudios antes citados, tienen un desempeño clínico menor, a pesar de la estabilidad mecánica alcanzada y observada in vitro. Estos sistemas, junto con los sistemas infiltrados con alúmina y alúmina densamente sinterizada, no son recomendados como tratamiento de primera elección, debido al riesgo de chipping y pérdida de retención ²⁴.

Según el Informe Científico vol. 01 / 2001 – 2011, realizado por Ivoclar Vivadent, acerca de los sistemas IPS e.max[®] Press e IPS e.max[®] CAD, las tasas de supervivencia fueron:

Para un estudio total combinado de 499 restauraciones de IPS e.max[®] Press se demostró una tasa de supervivencia del 98.4% tras un periodo medio de observación de 4 años. Entre las causas de fallo se incluyen la fractura (0.4%), el fallo endodóntico (0.2%), las caries secundarias (0.2%) y fisuras (0.8%). El 1.4% de las restauraciones sufrieron roturas, no obstante los casos se pudieron arreglar directamente.

Para un estudio total combinado de 237 restauraciones de IPS e.max[®] CAD se demostró una tasa de supervivencia del 97.9% tras un periodo de observación medio de 2.5 años. La tasa de fallo del 2.1% incluye un 0.4% de roturas sin reparación, 1.3% de fracturas y 0.4% de caries secundarias²⁷.

Gracias a estudios como los anteriores se han demostrado índices de supervivencia clínica similares entre los sistemas de disilicato de litio, zirconia, alúmina y el “gold estándar”, metal cerámica, sin embargo, como se mencionaba anteriormente, dichos estudios cuentan con una limitación temporal a un espacio no mayor de 5 años, por lo que incluso pequeñas diferencias entre resultados pueden suponer mayores variantes a un periodo de observación mayor^{24, 25, 26}.

3.6 Tipo de preparación

Para la elección del material cerámico a utilizar, se deben tomar en cuenta las características requeridas para cada tipo de preparación. Dado a que las preparaciones para los sistemas totalmente cerámicos son similares entre sí, se realizará una revisión general de estas, sin profundizar en ninguna en especial, ya que se excederían los objetivos de esta revisión.

3.6.1 Preparaciones para coronas totales

Las indicaciones para realizar una restauración de recubrimiento total incluyen diversos aspectos, como grandes destrucciones coronarias de diversas etiologías, restauraciones incorrectas, malposiciones dentarias, estética y trauma oclusal ²⁸.

Estos aspectos pueden ser tratados con diversos materiales cerámicos, sin embargo, cada caso tiene exigencias específicas, por lo que las características del tallado junto con el conocimiento de las características del material restaurador nos permitirán elegir el material indicado para cada tipo de tratamiento.

Es fundamental seguir los principios de preparación tradicional en búsqueda de retención y distribución de la carga durante las fuerzas oclusales. Previa evaluación clínica del pilar y del tejido periodontal. Se recomienda:

- Realizar una reducción en forma anatómica de al menos a 1 mm de estructura dentaria, porque restauraciones gruesas son más resistentes a la fractura, por lo general de 1.5 a 2 mm en incisal y las cúspides no funcionales, y 1.5 a 2.5 mm en cúspides funcionales ^{3, 10}. Ejemplos de estas reducciones se muestran en las figuras 43 y 44.
- Reducir el área bucal o lingual en aproximadamente 1.5 mm.
- 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 1 mm a 1.5 mm ³.
- Se recomiendan márgenes supragingivales sobre tejido dentario sano pero en la zona estética se deben hacer de 0.5 a 1 mm subgingivalmente ¹⁰.
- La inclinación de las paredes se describe con relación al eje de inserción longitudinal de la restauración. Para que la restauración pueda fijarse de forma más adecuada, sin pérdida significativa de retención y de estabilidad y sin desajuste cervical, los tallados con ligera conicidad son más favorables que los paralelos. Dicha conicidad no deberá exceder los 10° de inclinación en las paredes axiales.

Actualmente el grado de inclinación de las paredes axiales más aceptado es de aproximadamente 6°, con esto se reduce al mínimo la tensión en la interfase de cemento entre el tallado y la restauración protésica ³.

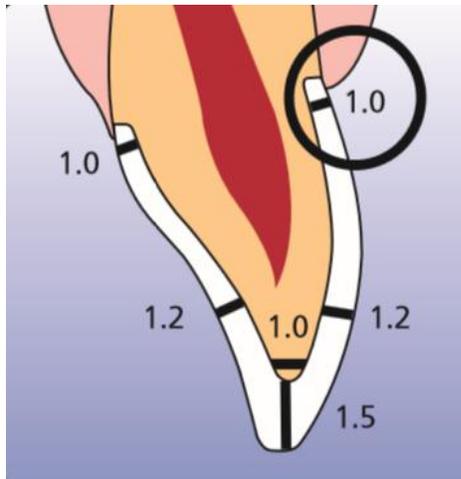


Fig. 43².

Reducción para preparación de corona total anterior.

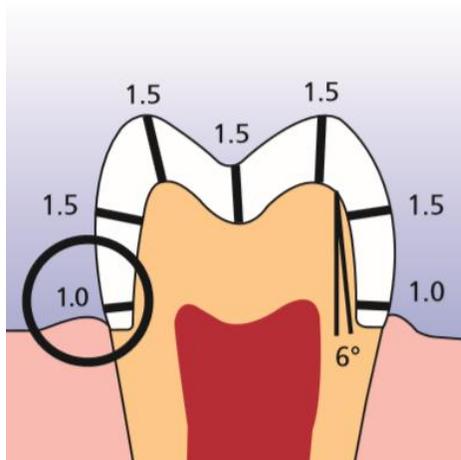


Fig. 44².

Reducción para preparación de corona total posterior.

3.6.2 Preparaciones para inlays cerámicos

Las inlays son más indicadas para premolares y molares vitales con pérdida estructural media en el sentido vestibulo lingual ²⁸. Estas restauraciones ofrecen la oportunidad de conservar la estructura dental, mientras se obtienen los beneficios mecánicos de la cementación adhesiva actual ²⁹.

Pueden ser usadas en lugar de una incrustación metálica o amalgama en pacientes que requieran una restauración clase II, donde las paredes bucales y linguales se conserven intactas, y ofrecen una alternativa viable cuando la dimensión del istmo puede impedir la restauración con un composite directo.

En cuanto a la preparación propiamente dicha, la retención no es crítica debido a la naturaleza adhesiva de la unión y los biseles están contraindicados. Los ángulos internos deben ser redondeados.

Ángulos cavosuperficiales de 90° son preferidos y la preparación debe tener márgenes definidos (como se muestra en la fig. 45) para facilitar la fabricación de la restauración, al mismo tiempo que no deben coincidir con los contactos oclusales ^{2, 29}.

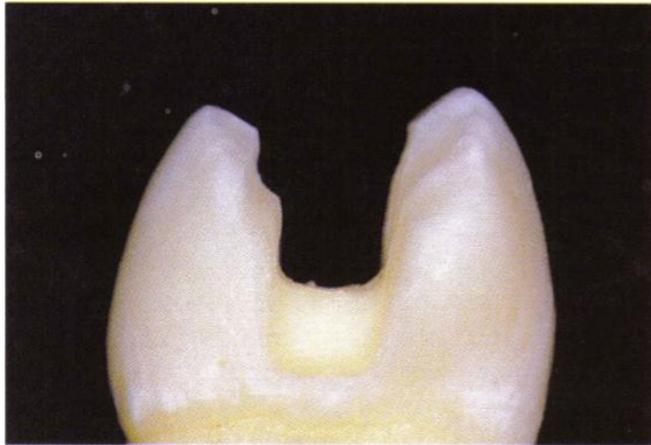


Fig. 45 1.

Ángulos cavosuperficiales de 90° .

Las paredes de la preparación deben tener una divergencia hacia oclusal de 8 a 15° , como se muestra en la figura 46.

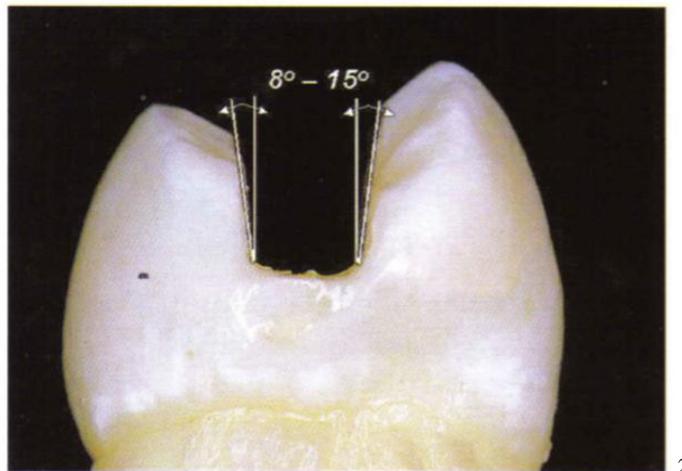


Fig. 46 1.

Divergencia oclusal de 8° a 15° .

Existe un consenso acerca de los requerimientos mínimos en cuanto a dimensiones para restauraciones inlays totalmente cerámicas. Generalmente, un mínimo de 1.5 a 2 mm de profundidad del piso pulpar, 1 a 1.5 mm de reducción axial y 2 mm de apertura del istmo son definidas como dimensiones mínimas para estas preparaciones ²⁹.

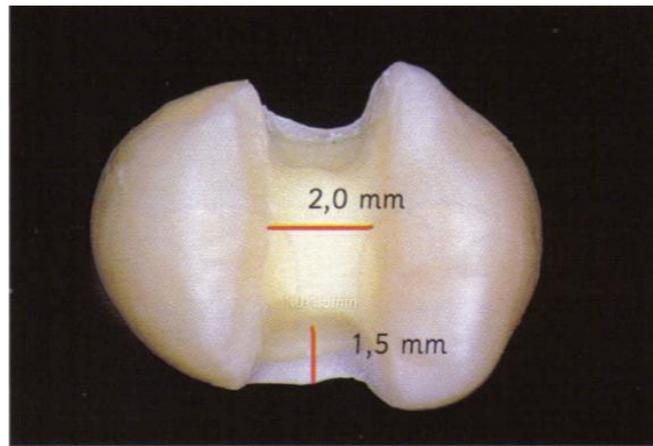


Fig. 47 1.

Reducción axial (1.5 mm) y apertura del istmo (2 mm).

Sin embargo, y según un estudio figurado realizado con tecnología CAM por Holberg et al. (2013), existen tres parámetros a tomar en cuenta en el diseño de cavidades para restauraciones de disilicato de litio clase I y II que son: profundidad, anchura del istmo a nivel del piso gingival y ángulo de las paredes con relación al piso, cuyos valores mínimos fueron 1 mm, 1.5 mm y 10° respectivamente.

Este estudio demostró que la resistencia a la fractura no depende sólo del volumen de la restauración, por lo que una preparación cavitaria con los valores mínimos antes mencionados, cumplirá satisfactoriamente los requerimientos funcionales sin sufrir fracturas debido a cargas fisiológicas.

Al cumplir estos valores mínimos, junto con el redondeado de los ángulos internos de la cavidad y un correcto protocolo de cementación adhesiva, se obtendrá una restauración que cumpla los requisitos mecánicos y funcionales deseados ³⁰.

3.6.3 Preparaciones para onlays cerámicos

Es una restauración que involucra una mayor extensión que las inlays y su indicación es cubrir una o más cúspides ²⁸.

Las preparaciones inlay se pueden modificar hacia onlay cuando exista una cúspide comprometida o debilitada (fig. 48). Si en estos casos, una cúspide será preparada como onlay, la reducción oclusal debe ser de al menos 2 mm para permitir que el grosor de la cerámica sea suficiente para soportar las cargas oclusales ³¹.

En dirección pulpar, la reducción axial en las cajas proximales debe ser de mínimo 1 a 1.5 mm de profundidad.



Fig. 48 ¹.
Preparación onlay.

Dependiendo de la cantidad de estructura dental remanente después de la remoción de caries, puede ser deseable el uso de una base bajo la cerámica ²⁹.

3.6.4 Preparaciones para overlays cerámicos

Es una restauración que a diferencia de las preparaciones inlay y onlay, incluyen en su preparación a todas las cúspides (fig. 49) ²⁸.



Fig. 49 ²³.
Preparación overlay.

Los “recubrimientos cuspídeos totales” son recomendados en dientes posteriores frágiles o debilitados, como suelen ser los dientes endodonciados, que suelen perder aproximadamente el 40% de la estructura coronal tras la apertura cameral y la remoción de caries. En la actualidad y debido a que los materiales adhesivos han evolucionado enormemente en los últimos años, es que las técnicas de recubrimiento cuspídeo total de elección en los dientes endodonciados han dejado de ser las coronas y hoy en día se opta por la reconstrucción con overlays, debido a que se conserva en mayor proporción la estructura dental sin tener que realizar tallados que destruyan tejido sano del diente, distribuye de forma adecuada las fuerzas de oclusión y proporciona alta estética.

En cuanto a la preparación, se deberán seguir parámetros de desgaste similares a una preparación onlay, incluyendo todas las cúspides ^{28, 29}.

Las contraindicaciones para inlays, onlays y overlays cerámicos existen cuando el control de placa del paciente es pobre, existen caries activas, cuando se presenten hábitos parafuncionales, carga oclusal excesiva y antagonistas restaurados con composites.

Se deben considerar alternativas a estas restauraciones cuando nos encontramos con la inhabilidad para mantener el campo operatorio seco, impidiendo las propiedades de la cementación adhesiva. De acuerdo con esto, preparaciones con extensión subgingival profunda, y otras situaciones clínicas que impidan un excelente aislado pueden constituir una contraindicación relativa ².

3.6.5 Preparaciones para carillas cerámicas

En un principio las limitantes de los laminados cerámicos se centraban en condiciones oclusales desfavorables, como posiciones dentales anormales, bruxismo, falta de esmalte, deficiente calidad de esmalte, hábitos parafuncionales etc.

Aunque en los últimos años la evolución de técnicas y materiales dentales, en especial las cerámicas y adhesivos, aumentaron increíblemente las posibilidades de rehabilitar con odontología adhesiva, modificando las indicaciones y contraindicaciones.

La profundidad de la preparación, dependiendo de la localización, es usualmente de 0.3 a 0.7mm, que es necesario para remover el esmalte aprismático e hipermineralizado de la superficie, que puede ser resistente al grabado ácido ¹⁶.

Sin embargo, las carillas deberían principalmente restaurar el volumen original del diente, especialmente en casos en el que el esmalte esta disminuido. Por esto, debe confeccionarse un encerado diagnóstico que restituya el volumen original del diente y que se utilizará como referencia para la reducción del mismo.

Se ha reportado que la preparación debe ser completamente en esmalte para mantener una unión óptima con la carilla y disminuir el estrés en la porcelana ¹⁷.

Anteriormente se creía que lo mejor era realizar una cobertura del borde incisal y dejando un chamfer, actualmente se encontró que este tipo de

preparaciones dejan puntos de estrés en la cerámica y no distribuyen las cargas de la masticación de la manera más adecuada, por eso lo mejor es realizar un recubrimiento parcial o un total con márgenes planos, como se muestra en la fig. 50.

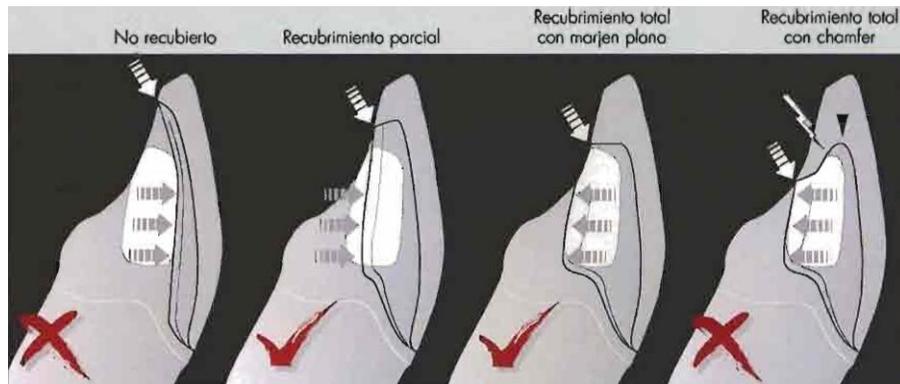


Fig. 50 ²⁴.

Formas correctas e incorrectas de recubrimiento incisal.

Para el acabado revisaremos que no existan ángulos agudos (fig. 51), ya que así mejoraremos la calidad del tallado (para el adecuado grosor de la cerámica, contornos suaves, ausencia de socavados y muescas) como de las impresiones, disminuyendo el grosor del espaciador en el troquel y reduciendo por tanto el riesgo de grietas tras la adhesión ^{3, 17}.



Fig. 51 ²⁴.

Preparación para carilla finalizada.

CONCLUSIONES

- Las restauraciones unitarias de disilicato de litio son una opción confiable a los sistemas tradicionales metal porcelana, debido a sus tasas similares de supervivencia clínica.
- El uso de restauraciones de disilicato de litio como sistema monolítico, es la mejor opción en cuanto a resistencia a la fractura cuando se requiere de restauraciones unitarias, por encima de los sistemas aluminosos y zirconiosos con recubrimiento vítreo y por debajo de los sistemas monolíticos de zirconia, por resistencia.
- Las restauraciones unitarias de disilicato de litio, al permitir su cementación adhesiva, disminuyen defectos internos en su estructura y brindan una mejor distribución de las cargas, dificultando la descementación y fractura de la restauración, en contraste con los sistemas zirconiosos y aluminosos que sólo permiten su cementación convencional.
- Los núcleos de restauraciones unitarias de disilicato de litio, debido a sus excelentes propiedades ópticas, son los más adecuados para la estratificación de restauraciones unitarias con gran exigencia estética.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Castro E, Matta C, Orellana O. Consideraciones actuales en la utilización de coronas unitarias libres de metal en el sector posterior. RHE. 2014; 24 (4): 278-286. http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1019-43552014000400010&lng=es&nrm=iso.
2. Miyashita E, Fonseca A. Odontología Estética. El Estado del Arte. Brasil. Editorial Artes Médicas Latinoamérica. 2005. 155-225.
3. Sidney K. Restauraciones Estéticas Cerámicas. Brasil. Editorial Artes Médicas Latinoamérica. 2008. 125-303.
4. Figueroa R, Cruz F, de Carvalho R, Chaves M. Rehabilitación de los Dientes Anteriores con el Sistema Cerámico Disilicato de Litio. Int. J. Odontostomat. 2014 Dic; 8(3): 469-474. http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0718-381X2014000300023&lng=es.
5. Martínez RF, Pradés R, Suárez J, Rivera B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. RCOE. 2007 Dic; 12(4): 253-263. http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1138-123X2007000300003&lng=es.
6. Bertoldi A. Porcelanas Dentales. RAAO. 2012; Vol. L (2): 25-41. <http://www.ateneo-odontologia.org.ar/revista/l02/articulo3.pdf>

7. Lien W, Roberts H, Platt J, Vandewalle K, Hill T. Microstructural evolution and physical behavior of a lithium disilicate glass–ceramic. *Dental Materials*. 2015 Aug; 31(8): 928-940.

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564115001438>

8. Succaria F, Morgano SM. Prescribing a dental ceramic material: Zirconia vs lithium-disilicate. *The Saudi Dental Journal*. 2011;23(4):165-166.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3723107/>

9. Silva NRFA, Bonfante EA, Martins LM, et al. Reliability of Reduced-thickness and Thinly Veneered Lithium Disilicate Crowns. *Journal of Dental Research*. 2012; 91(3):305-310.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3275335/>

10. Koushyar J. Comportamiento clínico basado en evidencias y principios de las cerámicas libres de metal unitarias. *Oral*. 2011; 12 (36): 694-696.

https://www.academia.edu/905697/Comportamiento_cl%C3%ADnico_basado_en_evidencias_y_principios_de_las_cer%C3%A1micas_libres_de_metal.

11. Ma L, Guess PC, Zhang Y. Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays: finite element and theoretical analyses. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2013; 29(7):742-751.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3698988/>

12. Gozneli R, Kazazoglu E, Ozkan Y. Flexural properties of leucite and lithium disilicate ceramic materials after repeated firings. *Journal of Dental Sciences*. 2014 Jun; 9 (2): 144-150.

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1991790213000408>

13. Zhang Y, Sailer I, Lawn B. Fatigue of dental ceramics. *Journal of Dentistry*. 2013 Dic; 41 (12): 1135-1147.
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571213002613>
14. Diniz A, Nascimento R, Souza J, Henriques B, Carreiro A. Fracture and shear bond strength analyses of different dental veneering ceramics to zirconia. *Materials Science and Engineering*. 2014 May; 38 (1): 79-84.
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S092849311400040X>
15. Mellado B, Anchelia S, Quea E. Resistencia a la Compresión de Carillas Cerámicas de Disilicato de Litio Cementadas con Cemento Resinoso Dual y Cemento Resinoso Dual Autoadhesivo en Premolares Maxilares. *Int. J. Odontostomat*. 2015 Abr; 9 (1): 85-89.
http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0718.
16. Öztürk E, Bolay S, Hickel R, Ilie N. Shear bond strength of porcelain laminate veneers to enamel, dentine and enamel–dentine complex bonded with different adhesive luting systems. *Journal of Dentistry*. 2013 Feb; 41 (2): 97-105.
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571212000887>
17. Magne P, Belser U. Restauraciones de Porcelana Adherida. España. Editorial Quintessence. 2004. 293.350.
18. Nuñez T, Peña M, Mongruel O, Dominguez JA. Efecto del silano precalentado en la resistencia de unión de las cerámicas de disilicato de litio y cementos. *CES odontol*. 2014 June; 27(1): 11-17.
http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0120-971X2014000100002&lng=en.

19. Caparroso PC, Latorre CF, Arroyave L, Grajales C, Medina VM. Evaluación in vitro del efecto de la concentración y el tiempo de aplicación del ácido fluorhídrico sobre la adhesión al disilicato de litio. Rev Fac Odontol Univ Antioq. 2014 Dic; 26 (1): 62-75.
http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0121-246X2014000200005&lng=en.
20. Carlos C, Rocha C, Peixoto J, Montes M, Braz N. Restauraciones cerámicas: cómo cementarlas?. Acta odontol. venez. 2010 Mar; 48(1): 136-141. http://www.scielo.org.ve/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0001-63652010000100021&lng=es.
21. Sravanthi Y, Ramani YV, Rathod AM, Ram SM, Turakhia H. The Comparative Evaluation of the Translucency of Crowns Fabricated with Three Different All-Ceramic Materials: An in Vitro Study. JCDR. 2015; 9 (2):ZC30-ZC34. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4378803/>
22. Sedanur T, Bora B. Colour stability of laminate veneers: An in vitro study. Journal of Dentistry. 2011 Dic; 39 (39): e57-e64.
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571211002752>
23. Demir N, Ozturk AN, Malkoc MA. Evaluation of the marginal fit of full ceramic crowns by the microcomputed tomography (micro-CT) technique. European Journal of Dentistry. 2014; 8 (4):437-444.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4253096/>
24. Sailer I, Makarov N, Thoma D, Zwahlen M, Pjetursson B. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic

review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs).
Dental Materials. 2015 Jun; 31 (6): 603-623.
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564115000603>

25. Øilo M, Hardang AD, Ulsund AH, Gjerdet NR. Fractographic features of glass-ceramic and zirconia-based dental restorations fractured during clinical function. European Journal of Oral Sciences. 2014; 122(3):238-244.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4199274/>

26. Alhekeir D, Al-Sarhan R, Al Mashaan A. Porcelain laminate veneers: Clinical survey for evaluation of failure. The Saudi Dental Journal. 2014 Ab; 26 (2): 63-67.
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1013905214000194>

27. Ivoclar Vivadent. IPS e.max[®]. Informe Científico. Volumen 01. 2001-2011

28. Cacciacane O. Prótesis. Bases y fundamentos. Madrid. Editorial Médica Ripano. 2013. 243-268

29. Hopp CD, Land MF. Considerations for ceramic inlays in posterior teeth: a review. Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry. 2013; 5:21-32.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3666490/>

30. Holberg C, Winterhalder P, Wichelhaus A, Hickel R, Huth K. Fracture risk of lithium-disilicate ceramic inlays: A finite element analysis. Dental Materials. 2013 Dic. 29 (12): 1244-1250.
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564113004430>

31. Ivoclar Vivadent. IPS e.max[®] CAD Instrucciones de uso. Clínica.

REFERENCIAS PARA FIGURAS

1. Miyashita E, Fonseca A. Odontología Estética. El Estado del Arte. Brasil. Editorial Artes Médicas Latinoamérica. 2005. 155-225.
2. Ivoclar Vivadent. IPS e.max[®] CAD Instrucciones de uso. Clínica.
3. <http://bordadental.com/wp-content/uploads/2012/10/1-web1-798x532.jpg>
4. http://www.dt-shop.com/typo3temp/0363CT1_g.jpg
5. Martínez RF, Pradíes R, Suárez J, Rivera B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. RCOE. 2007 Dic; 12(4): 253-263. http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1138-123X2007000300003&lng=es.
6. http://www.precisionesthetics.com/images/products/57/Zirconia_Img4829_Co ping11.jpg
7. <http://www.cosmeticdentistrybirmingham.uk.com/images/zircad2.jpg>
8. Castro E, Matta C, Orellana O. Consideraciones actuales en la utilización de coronas unitarias libres de metal en el sector posterior. RHE. 2014; 24 (4): 278-286. http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1019-43552014000400010&lng=es&nrm=iso.

9. <http://image.slidesharecdn.com/restauracionesceramicasymetalceramicas-090512161544-phpapp02/95/restauraciones-ceramicas-y-metalceramicas-34-728.jpg?cb=1242145392>

10. Ivoclar Vivadent. IPS e.max[®] Press Instrucciones de uso. Clínica.

11. http://www.bloomberg.com/ss/08/10/1006_ceo_guide/image/cerec.jpg

12. Silva NRFA, Bonfante EA, Martins LM, et al. Reliability of Reduced-thickness and Thinly Veneered Lithium Disilicate Crowns. *Journal of Dental Research*. 2012; 91(3):305-310.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3275335/>

13. Sasse M, Krummel A. Influence of restoration thickness and dental bonding surface on the fracture resistance of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic. *Dental Materials*. 2015 ag; 31 (8): 907-915. <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2015.04.017>.

14. Ma L, Guess PC, Zhang Y. Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays: finite element and theoretical analyses. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2013; 29(7):742-751.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3698988/>

15. <https://www.dentalaegis.com/media/3643/>

16. Dos Santos DM, Moreno A, Vechiato-Filho AJ, et al. The Importance of the Lifelike Esthetic Appearance of All-Ceramic Restorations on Anterior Teeth. *Case Reports in Dentistry*. 2015;2015:704348.

doi:10.1155/2015/704348.

17. Sidney K. Restauraciones Estéticas Cerámicas. Brasil. Editorial Artes Médicas Latinoamérica. 2008. 125-303.

18. <http://www.mrdlabs.com/images/emaxPress1.jpg>

19. Naumova EA, Valta A. Microleakage of Different Self-Adhesive Materials for Lithium Disilicate CAD/CAM Crowns. *Materials*. 2015; 8(6):3238-3253.

20. Demir N, Ozturk AN, Malkoc MA. Evaluation of the marginal fit of full ceramic crowns by the microcomputed tomography (micro-CT) technique. *European Journal of Dentistry*. 2014; 8 (4):437-444.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4253096/>

21. Zhang Y, Sailer I, Lawn B. Fatigue of dental ceramics. *Journal of Dentistry*. 2013 Dic; 41 (12): 1135-1147.
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571213002613>

22. Alhekeir D, Al-Sarhan R, Al Mashaan A. Porcelain laminate veneers: Clinical survey for evaluation of failure. *The Saudi Dental Journal*. 2014 Ab; 26 (2): 63-67.
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1013905214000194>

23. Cacciacane O. Prótesis. Bases y fundamentos. Madrid. Editorial Médica Ripano. 2013. 243-268.

24. Magne P, Belser U. Restauraciones de Porcelana Adherida. España. Editorial Quintessence. 2004. 293.350.