

UNIVERSIDAD PRIVADA DE TACNA

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
ESCUELA PROFESIONAL DE ODONTOLOGÍA



“RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LA CERÁMICA DE DISILICATO DE LITIO INYECTADA EN CORONAS SOBRE DIENTES NATURALES”

Tesina para optar por el Título Profesional de:
ESPECIALISTA EN REHABILITACIÓN ORAL

Autor:
R₂. C.D Stephanie Alexandra Valdivia Barba.

Tacna – Perú
2016

AGRADECIMIENTOS

Doy gracias a Dios, porque ha estado presente conmigo en cada paso que doy, cuidándome y dándome la fortaleza para salir adelante.

También doy gracias a mis maestros por sus buenas enseñanzas y la calidad de persona de cada uno.

DEDICATORIA

A mi mamá Hilda B.

Por haberme apoyado en todo momento, por sus consejos, sus valores, por la motivación constante que me ha permitido ser una persona de bien, pero más que nada, por su amor.

A mi papá Alejandro V.

Por los ejemplos de perseverancia y constancia que lo caracterizan y que me ha infundado siempre, por el valor mostrado para salir adelante y por su amor.

INDICE

RESUMEN SUMMARY

1. INTRODUCCIÓN.....	01
2. CAPITULO I	02
2.1 OBJETIVO	02
3. CAPITULO II: MARCO TEÓRICO	03
3.1 EVOLUCIÓN HISTÓRICA	03
3.2 CERÁMICAS DENTALES	05
3.3 CLSIFICACIÓN DE LAS CERÁMICAS DENTALES	06
3.3.1 SEGÚN SU COMPOSICIÓN	06
3.3.2 SEGÚN SU TÉCNICA DE CONFECCIÓN	07
3.3.3 SEGÚN SU PUNTO DE FUSIÓN	10
3.3.4 SEGÚN SU ATAQUE ÁCIDO	11
3.4 CLASIFICACIÓN ACTUAL DE LAS CERÁMICAS DENTALES	12
3.4.1 CERÁMICAS CON MATRIZ VÍTREA	12
3.4.2 CERÁMICAS POLICRISTALINAS	19
3.4.3 CERÁMICAS CON UNA MATRIZ DE RESINA	21
3.5 DISILICATO DE LITIO	23
3.5.1 IPS EMPRESS II	24
3.5.2 SISTEMA IPS e.max	25
3.5.3 INDICACIONES Y CONTRAINDICACIONES	27
4. DISCUSIÓN	30
5. CONCLUSIONES	33
6. BIBLIOGRAFÍA	34

RESUMEN

Hoy en día, hablar de restauraciones estéticas implica hablar de cerámica sin metal. Han sido tan importantes y revolucionarios los cambios y aportaciones en este campo en los últimos años que en la actualidad existen multitud de sistemas cerámicos. Todos ellos buscan el equilibrio entre los factores estéticos, biológicos, mecánicos y funcionales. Sin embargo, existen diferencias considerables entre ellos. Por lo tanto, para seleccionar la cerámica más adecuada en cada caso, es necesario conocer las principales características de estos materiales. Esta elección no debe ser delegada al técnico de laboratorio, sino que debe ser responsabilidad del odontólogo porque él es quien conoce y controla las variables que condicionan el éxito de la restauración a largo plazo sin provocar fracturas ni perder la estética. El propósito de la presente tesina será realizar una revisión de la publicación científica actual a cerca de la resistencia a la fractura de la Cerámica de Disilicato de Litio Inyectado en coronas sobre dientes naturales mediante artículos bibliográficos y experimentales.

Palabras clave: Cerámica, Disilicato de Litio, resistencia.

SUMMARY

Today, talk of aesthetic restorations implies speaking of ceramic. Have been so important and revolutionary changes and contributions in this field in recent years that currently there are many ceramic systems. They seek a balance between the aesthetic, biological, mechanical and functional factors. However, there are considerable differences between them. Therefore, to select the most suitable ceramic in each case, it is necessary to know the main characteristics of these materials. This choice should not be delegated to laboratory technician, but should be the responsibility of the dentist because he is the one who knows and controls the variables that determine the success of the long-term restoration without causing fractures or lose aesthetics. The purpose of this thesis will conduct a review of current scientific publication about the fracture resistance of the ceramic Lithium Disilicate Injected crowns on natural teeth by bibliographic and experimental items.

Keywords: Ceramics, Lithium Disilicate, resistance.



INTRODUCCIÓN

En la actualidad se ha incrementado la realización de restauraciones estéticas, lo que ha propiciado el desarrollo de diferentes materiales que buscan mejorar tanto sus propiedades físicas como mecánicas proporcionando así una estética funcional.

De ahí la importancia de considerar la resistencia de los materiales que se utilizan en una restauración, esta se define como la máxima tensión que se requiere para fracturar una estructura. (1)

Tal es el caso de las Coronas de Disilicato de Litio como material para rehabilitaciones con prótesis dentales fijas en el sector anterior y posterior, pues esta cerámica de vidrio brinda beneficios estéticos, durabilidad, predictibilidad a largo plazo y resistencia para restauraciones anatómicas completas, en comparación con otros materiales, ya que el uso de metal hace que sea difícil de imitar la apariencia de los dientes naturales especialmente en los biotipos periodontales delgados dando un aspecto gris azulado en los tejidos blandos circundantes; así mismo, otra deficiencia está relacionada con la translucidez en las situaciones de poco espacio; además de resolver otros problemas como galvanismo y toxicidad.

Dicha cerámica de Disilicato de Litio contiene Feldespato, que proporciona translucidez; Cuarzo, que constituye la fase cristalina; Caolín, que proporciona plasticidad y Disilicato de Litio que mejora la fuerza y resistencia. Estas cerámicas se proporcionan con excelentes propiedades ópticas y el 75% de transmisión de luz. Por lo tanto, ofrecen características estéticas ideales y excelentes propiedades biomecánicas.

El propósito de este estudio será, por tanto, evaluar la resistencia a la fractura de la Cerámica de Disilicato de Litio en Coronas sobre dientes naturales, sustentándolo con artículos científicos. (2)



2. CAPÍTULO I

2.1 OBJETIVO

1. Revisar la literatura científica a cerca de la resistencia a la fractura de la Cerámica de Disilicato de Litio Inyectada en coronas sobre dientes naturales.

3. CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO

3.1 Evolución Histórica:

El ser humano, desde épocas remotas, se ha valido de su trabajo y de los materiales existentes en su entorno para elaborar objetos y herramientas que se ajusten a sus necesidades.

Gracias a materiales tan sencillos como la arcilla, el agua, el aire y el fuego se desarrolló por ejemplo la alfarería, que permitió al individuo la elaboración de utensilios que facilitaron su evolución. Se sabe que precisamente la cerámica es uno de los primeros materiales producidos artificialmente por el ser humano, ha sido empleada por el hombre desde hace más de 3000 años, sin embargo su introducción para usos dentales se remonta a finales del siglo XVIII.

Dûchateau (1717), fue el primero en concebir la idea de utilizar la porcelana como material dental al notar que los recipientes de porcelana que contenían las sustancias químicas que utilizaba en su trabajo como farmacéutico no sufrían alteraciones de color ni de textura como consecuencia de los materiales que contenían. Años más tarde, Fonzi (1808), difundió el primer método para elaborar dientes unitarios con un sistema de retención mediante pernos metálicos. (3)

Land (1886) patentó un método de cocción de los dientes de porcelana sobre una hoja de platino. La cual sería la primera corona hueca con aspiraciones estéticas en dientes unitarios, aunque usadas básicamente en dientes anteriores, era muy frágil, por lo tanto de uso clínico limitado. Desde entonces y hasta nuestros días las investigaciones se han dirigido a la búsqueda de mejoras en el proceso de producción encaminado a disminuir algunos de los graves problemas que presentaban como: elevar su resistencia, disminuir su porosidad y en general perfeccionar la técnica de elaboración.

Así, un gran impulso fue posible con la presentación de sistemas vitrocerámicos, que fueron desarrollados por Carder (1903) quien utilizó un método de cera perdida para la elaboración de objetos de vidrio.



Land (1930) elabora coronas completas de porcelana feldespática a las cuales denominó coronas Jackets. Estas restauraciones mejoraron su adaptación marginal y su fragilidad cuando se añadió la alúmina a su composición.

En 1950, se añadió Leucita a las porcelanas para elevar el coeficiente de expansión térmica, logrando así la unión de la cerámica con las aleaciones metálicas. (4) Vines (1958), desarrolló un método de procesado de las porcelanas al vacío lo que redujo notablemente la inclusión de burbujas de aire. Sin embargo el aporte más sobresaliente se produjo en 1965 cuando McLean y Hugues introdujeron una técnica para reforzar la porcelana dental con alúmina (óxido de aluminio) que actualmente continúa en uso.

La innovación fue que colocando sobre un núcleo de óxido de aluminio porcelanas feldespáticas se mejoraba en gran cantidad las propiedades de las coronas de porcelana pura.

Años más tarde, en 1983, se lanzó al mercado odontológico el sistema Cerestore. Este sistema presentaba una alta resistencia y era libre de contracción durante el procesado, gracias a estas características se logró amentar las indicaciones de las coronas cerámicas de más alta resistencia para los sectores posteriores. En éste sistema el porcentaje de alúmina del núcleo era mayor y con un proceso de elaboración sumamente complejo, pero tenía la ventaja de que contrarrestaba la contracción durante la cocción del núcleo.

En 1993, se dio un valioso paso en el desarrollo de las cerámicas de mayor resistencia con el concepto Procera/All Ceram. Estas restauraciones constan de un núcleo de alúmina densamente sinterizada (99,9% de alúmina) recubierta por una cerámica convencional.

Al sistema Cerestore le siguió cronológicamente el Hi-Ceram que contiene el mismo porcentaje de alúmina que Cerestore pero que simplifica notablemente el proceso de fabricación, gracias a esto el resultado final era más predecible; sin embargo la resistencia para piezas posteriores no era satisfactoria por lo cual se reemplazó por el sistema In Ceram en 1996 se basa en la elaboración de coronas mediante un núcleo de alúmina pre-sinterizado con un contenido de alúmina del 70% inicialmente poroso y que posteriormente es infiltrado con vidrio.



La introducción de estos sistemas cerámicos posibilitó que las indicaciones crecieran ampliamente, con reservas, a la realización de puentes de hasta tres unidades mediante la utilización de porcelana libre de metal.

En 1998, aparece la porcelana IPS-Empress, considerada una de las primeras porcelanas feldespáticas de alta resistencia, reforzada con cristales de leucita, ideada por el protésico Arnold Wohlwend y el odontólogo Peter Schärer en Zúrich (1994). Como toda cerámica tuvo una evolución, empezando con el Sistema Empress I que sólo estaba hecho a base de Leucita.

En 1999, aparece la segunda generación; la porcelana IPS-Empress II cuya diferencia con la IPS-Empress I está en su composición ya que se le incorporaron cristales de disilicato de litio y Ortofosfato de Litio.

En el año 2005 apareció el Sistema IPS e.max con el cual se pueden realizar restauraciones cerámicas de alta estética realizados por el Sistema CAD, mediante un software y un ordenador o mediante el Sistema Inyectado, el cual se trabaja en el Laboratorio mediante un horno especial a una temperatura controlada obteniendo excelentes propiedades estéticas y mecánicas.

3.2 CERÁMICAS DENTALES

Desde que Fauchard en 1728 sugirió la cerámica para uso dental hasta nuestros días, con la aparición de los sistemas CAD/CAM y las nuevas cerámicas de óxido de circonio se ha dado una progresión constante tanto en los materiales, como en las tecnologías con el fin de conseguir restauraciones lo más estéticas posibles, pero para el profesional, es por esto que antes de utilizar una nueva alternativa de tratamiento, es necesario demostrar su eficacia clínica en estudios a largo plazo. La cerámica es un material de naturaleza inorgánica, de origen mineral, que se modela a temperatura ambiente y cuya forma se fija con calor, además de ser biocompatible. La mayoría de las cerámicas dentales tienen una estructura mixta, es decir, son materiales compuestos por una fase vítrea (responsable de las propiedades ópticas) y una fase cristalina (responsable de las propiedades mecánicas).



Por lo tanto, la microestructura de la cerámica tiene una gran importancia clínica ya que el comportamiento estético y mecánico de un sistema depende directamente de su composición. A mayor fase vítrea mejores propiedades estéticas y peores propiedades mecánicas y viceversa. (5)

Actualmente las cerámicas dentales contienen Feldespato, que proporciona translucidez; Cuarzo, que constituye la fase cristalina; Caolín, que proporciona plasticidad y Litio Disilicato que mejora la fuerza. Estas cerámicas se proporcionan con excelentes propiedades ópticas y el 75% de transmisión de luz. Por lo tanto, ofrecen características estéticas y excelentes propiedades biomecánicas. (6)

3.3 CLASIFICACIONES UTILIZADAS EN CERÁMICAS DENTALES

3.3.1 Según por su Composición:

a. Cerámicas Feldespáticas:

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 mucha menor medida, 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. (7)

Conjuntamente, se añaden pigmentos para obtener distintas tonalidades. 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. (8)

b. 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 grandes cantidades de óxido de aluminio reduciendo así 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. (9)

c. Cerámicas Circoniosas:

Este grupo es el más novedoso hoy en día, son cerámicas de última generación compuestas por óxido de circonio altamente sinterizado (transformación de un producto en polvo en otro compacto mediante un tratamiento térmico) y estabilizado parcialmente con óxido de itrio. Su principal característica es su elevada tenacidad debido a una microestructura totalmente cristalina y además posee un mecanismo de refuerzo denominado "transformación resistente". (10) Este fenómeno descubierto por Garvie & cols. en 1975 consiste en que el material ante una zona de elevado estrés mecánico como es la punta de una grieta, sufre una transformación de fase cristalina, pasa de fase tetragonal a monoclinica, adquiriendo un volumen mayor. De este modo se aumenta localmente la resistencia y se evita la propagación de la fractura. Esto confiere a estas cerámicas una resistencia a la flexión de 1000-1500 MPa, superando en un amplio margen al resto de las porcelanas. (11)

3.3.2 Según técnica de confección:

La clasificación de las cerámicas, analizando exclusivamente la forma de confección en el laboratorio, es bastante útil y representativa. Siguiendo este criterio se pueden clasificar en:

1. Condensación sobre muñón refractario.

Esta técnica se basa en la obtención de un segundo modelo de trabajo, duplicado del modelo primario de escayola, 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 sinterizada, se procede a la eliminación del muñón y a la colocación de la prótesis fija en el modelo primario para las correcciones finales. (12)

2. Sistemas Cerámicos Prensados. (Inyectada)

Su procesado requiere un equipamiento especial para fundir un lingote o pastilla, que en ese estado es inyectado a presión dentro de una cámara de inyección.

Existen para este método cerámicas feldespáticas convencionales con contenido de leucita que tienen como indicación recubrir estructuras de aleaciones metálicas nobles y no nobles y cerámicas feldespáticas reforzadas con leucita para restauraciones monolíticas. Además se encuentran los materiales cerámicos más utilizados de esta categoría que son reforzadas con Disilicato de litio para subestructuras o también para ser utilizadas como restauraciones monolíticas o parcialmente recubiertas en la técnica de "cut back". (13)

3. Sistema CAD-CAM. (Computer Aid Design - Computer Aid Machining)

Hoy en día, la tecnología CAD-CAM nos permite confeccionar restauraciones cerámicas precisas de una forma rápida y cómoda. Así mismo, permite confeccionar restauraciones cerámicas controladas por ordenador, estos sistemas constan de tres fases: digitalización, diseño y mecanizado.

En la digitalización se registra tridimensionalmente (a través de una sonda manual o laser) la preparación dentaria. Estos datos se transfieren al ordenador mediante un software especial para realizar el diseño de la estructura, concluido el diseño, el ordenador da las instrucciones a la unidad de fresado que inicia de forma automática el mecanizado de la estructura cerámica.(14)

4. Coladas.

El representante de esta forma de porcelana es el sistema Dicor®, que es una cerámica vítrea que se funde a 1360°C entre sus componentes destacan sílice, óxido de aluminio, óxido de potasio, óxido de magnesio y óxido de zirconio, la fase cristalina se compone de flúor-mica tetracíclica, que proporciona resistencia



a la fractura, alcanza aproximadamente el 55% de cristalización por medio de un tratamiento posterior al endurecimiento y enfriamiento. Luego es sometida a la temperatura de 1075°C, durante 6 horas, que le proporciona traslucidez a la masa. Actualmente esta técnica está en desuso. (15)

5. Infiltradas

Fue desarrollada por el odontólogo francés, especialista en materiales dentales, Michael Sadoun. Se mezcla el polvo de óxido de aluminio (70%) con un líquido especial en un baño ultrasónico y aplicado y presinterizado en un modelo de material refractario. Posteriormente, la estructura porosa obtenida es infiltrada con un vidrio de sodio-lantano combinado en un proceso térmico especial, que permite que las partículas de óxido de aluminio aumenten sus uniones de contacto pero sin sufrir contracción. Luego esta estructura es recubierta con la porcelana convencional. Desde 1993, este material existe en bloques que pueden ser maquinados mediante procesos que involucran la tecnología CAD-CAM. En este mismo año, se introduce In-Ceram Spinell, que es una cerámica de óxido basada en una mezcla de óxido de aluminio y óxido de magnesio con lo que se obtiene una estructura de alta traslucidez. Posteriormente en 1999, se introduce Vita In-Ceram Zirconio, y está basado en una estructura de óxido de aluminio reforzada óxido de zirconio. Actualmente esta técnica está obsoleta. (16)

6. Unión Ceramometálica:

La unión de cerámica a metal puede hacerse sobre aleaciones preciosas o sobre aleaciones no preciosas. Como el precio resulta un condicionante importante, se produjo la entrada, hace ya muchos años, de las aleaciones Ni-Cr. Tienen muchas ventajas; fundamentalmente, su gran rigidez, lo que las hace aptas para restauraciones largas, y su excelente unión con muchas cerámicas y porcelanas. El níquel, por otra parte, está cuestionado por consideraciones biológicas. No obstante hay alternativas, que también sirven para unión ceramo-metálica, como las de Co-Cr, Pd-Ag, el titanio. Además, con titanio, en los últimos años, se han desarrollado técnicas para colado.



Gracias a ello se pueden realizar estructuras de prótesis parcial removible y estructuras metálicas de prótesis de coronas y puentes, susceptibles de técnicas ceramo-metálicas merced al uso de técnicas especiales para titanio. (17)

3.3.3 Según punto de fusión

a. **Porcelanas de alta fusión:** (1300-1370 °C) Contiene feldespato como fundente y se utilizan en la elaboración de dientes artificiales.

*Indicaciones.- Producción industrial de dientes.

*Ventajas.- Mayor resistencia, mayor translucidez, menor solubilidad, soporta muy bien las modificaciones repetidas

*Desventajas.- Gasto energético moderado.

b. **Porcelanas de media fusión:** (1100-1300 °C) A las cuales se les agrega bórax y carbonato, siendo empleadas en la fabricación de cofias.

*Indicaciones: Núcleo de elaboración de coronas jacket.

*Ventajas: Menor intervalo de fusión, menos cambio dimensional al enfriar, menor porosidad superficial, menos grietas superficiales.

*Desventajas: La porcelana se deforma ante reparaciones repetidas.

c. **Porcelanas de baja fusión:** (850-1100 °C) Debido a la presencia de bórax y carbonato se funde a una baja temperatura. Son usados como porcelana de recubrimiento de cofias.

*Indicaciones: Recubrimiento estético de núcleos aluminosos y técnicas ceramometálicas.

*Ventajas: Menor intervalo de fusión, menos cambio dimensional al enfriar, menor porosidad superficial, menos grietas superficiales.

*Desventajas: La porcelana se deforma ante reparaciones repetidas.

d. **Porcelanas de ultra baja fusión:** que se funden a temperaturas menores a 850 °C.

*Indicaciones: Combinación con metales como el Titanio. Pequeñas rectificaciones.

*Ventajas: Mejoras las propiedades cerámicas de media y baja fusión.

e. **Las porcelanas de fusión a temperatura ambiente.** Son procesadas en la clínica.

*Indicaciones: Procesamiento directo en clínica evitando el laboratorio de prótesis.



*Ventajas: Evita laboratorio.

*Desventajas: No se conocen datos a medio plazo. (18)

3.3.4 SEGÚN ATAQUE ÁCIDO

1. Restauraciones de cerámica ácidosensibles

Las restauraciones cerámicas sensibles a la acción del ácido fluorhídrico, se utilizan ampliamente por sus propiedades biomiméticas, porque logran una performance satisfactoria desde el punto de vista mecánico, tanto en el sector posterior como en el anterior, alcanzan propiedades ópticas de alta estética y proporcionan una excelente biocompatibilidad.

Dentro de esta gama de cerámicas, las más comúnmente utilizadas son las vitrocerámicas y las feldespáticas. El enlace resina-cerámica contribuye a la longevidad de la restauración y esto se logra mediante unión micromecánica y química. Para el tratamiento de la superficie cerámica se debe aplicar ácido fluorhídrico. El resultado es una superficie que presentará microscópicamente, el aspecto de un panal de abejas. La matriz de vidrio selectivamente retirada deja expuesta la estructura cristalina para la retención micromecánica de la cerámica. El objetivo de modificar la superficie de la porcelana antes del cementado, es aumentar el área superficial disponible para la unión y crear retenciones que aumentan la resistencia de dicha unión. (19)

2. RESTAURACIONES DE CERÁMICAS ÁCIDORESISTENTES

Son cerámicas policristalinas de muy alta densidad. Sus matrices son básicamente de óxido de aluminio u óxido de zirconio, por lo tanto no reaccionan ante los protocolos de grabado con ácido fluorhídrico. Se utilizan principalmente para la fabricación de estructuras de alta resistencia, sobre todo las de zirconia, y se han popularizado más hoy día, por la amplitud de posibilidades y exactitud que brindan los sistemas CAD-CAM.



Estos núcleos de alta resistencia que poseen alguna limitación en cuanto a estética, son recubiertos anatómicamente con otras cerámicas feldespáticas o vítreas para optimizarlos en ese aspecto; sin embargo para muchos de esos sistemas se han reportado algunos fracasos debido justamente a desprendimientos menores de esos recubrimientos por fallas cohesivas. A pesar de ello estas cerámicas han ido evolucionando y la mayoría son cada día más confiables. (20)

3.4 CLASIFICACIÓN ACTUAL DE LAS CÉRAMICAS DENTALES (ADA - 2015)

Con el fin de unificar criterios y mejorar la comunicación entre los diferentes profesionales, las cerámicas dentales pueden clasificarse en función de cuatro sistemas distintos: Temperatura de sinterización, composición química, técnica de confección y características estructurales.

La gran mayoría de las cerámicas dentales tienen una estructura mixta, es decir, son materiales compuestos por una matriz vítrea (responsable de la estética) en la que se encuentran partículas más o menos grandes de minerales cristalizados (responsables de la resistencia). Químicamente, existen tres grandes familias: feldespáticas, aluminosas y circoniosas.

La más utilizada es la clasificación según la composición química, debido a que la microestructura de la cerámica tiene una gran importancia clínica ya que el comportamiento estético y mecánico de un sistema depende directamente de su composición. Pero, hoy en día, han aparecido nuevos materiales compuestos de una matriz de resina con alto contenido en cerámica que no están incluidos en ninguna de las clasificaciones anteriormente descritas.

Estos materiales han sido recientemente nombrados como «cerámicas» por la Asociación Dental Americana (ADA).(21)

Por esta razón Gracis y cols. en el año 2015 propusieron una nueva clasificación de las cerámicas en la cual se incluye a estos nuevos materiales y que divide a las cerámicas en tres familias:

3.4.1 CERÁMICAS CON MATRIZ VITREA

a. Cerámicas Feldespáticas:

Esta porcelana contiene 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 mucha menor medida, 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. Además, para disminuir la temperatura de sinterización de la mezcla siempre se incorporan «fundentes».(22)

Además, se añaden pigmentos para obtener distintas tonalidades. 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. Como ya se señaló, 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, las cuales poseen un alto contenido de feldespatos pero se caracterizan porque incorporan a la masa cerámica determinados elementos que aumentan su resistencia mecánica (100-300 MPa). (23)

b. Cerámicas Sintéticas

Poseen la ventaja de que se pueden trabajar fácilmente al darles forma termoplástica o trabajarlos en estado de monómeros y haciéndolos luego polimerizar. Además son resistentes al impacto, translucidos y pueden pigmentarse con facilidad.



La incorporación de una fase cerámica en forma de fibra o partículas rodeadas por la masa orgánica permite obtener un conjunto mejorado mecánica y dimensionalmente y sin haberse perdido las ventajas mencionadas. (24)

b.1 Base de leucita:

Su composición química es un 63% de cuarzo y un 18% de óxido de aluminio. Gracias al procedimiento de prensado se reduce la porosidad y se logra una precisión de ajuste adecuada y reproducible.

La perfecta distribución de los cristales de leucita dentro de la matriz de vidrio, contribuye a incrementar la resistencia del material sin disminuir significativamente su translucidez. Su resistencia a la flexión es de 160-300 Mpa.

Son utilizadas principalmente para carillas, coronas y prótesis fija plural de 3 piezas anteriores que requieren ser recubiertas con cerámicas convencionales, aunque también pueden ser utilizadas como restauraciones monolíticas que para alcanzar la estética adecuada deben ser "maquilladas" con cerámicas especialmente concebidas para estos efectos. (25)

b.2 Disilicato de Litio

Este sistema cerámico consiste en dos cerámicas de vidrio ceramizado: la primera destinada para la confección de la infraestructura la cual posee 60% de cristales de disilicato de litio como fase cristalina principal y una fase de pequeños cristales de ortofosfato de litio. La segunda cerámica es de cobertura y contiene cristales de flúorapatita. La cerámica de infraestructura presenta una resistencia flexura de de 360 a 400 MPa, siendo indicada por su alto potencial estético en la confección de coronas unitarias anteriores y carillas, también es utilizada para realizar incrustaciones inlay, onlay, coronas posteriores y plurales de 3 elementos, hasta la región del segundo premolar, sirviendo este como pilar.



- IPS Empress II: 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: 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. (26)

b.3 Base Fluorapatita

Es utilizada como material de estratificación y de caracterización para todos los componentes de IPS e.max, sean de base vítrea o de circonio. Estas posibilidades del uso de IPS e.max lo convierte en un sistema totalmente flexible para los rehabilitadores. La luminosidad del material, así como su capacidad para transmitir la luz se han copiado del diente natural.

Estas propiedades se han incorporado de forma eficaz en las masas de cerámica. La dispersión de luz, característica específica del material, así como la excelente capacidad de recubrimiento permiten blindajes para incluso aquellas situaciones donde el espacio es limitado. (27)

C. Cerámicas con infiltrado vítreo

En 1968, Mc Culloch fue el primero en describir como se hacían los dientes artificiales, veeners y coronas en base a vidrio de cerámicas. Es a partir de los trabajos de Grossman y Adair que se introdujeron al mercado con el nombre de Dicor®.



El vidrio cerámico original contenía cristales de flúormica tetrasílicos ($K_2Mg_5SiO_2OF_4$), lo que otorgaba flexibilidad y resistencia a la estructura. Sin embargo, como Mc Culloch reportó, éstas sólo podían colorearse superficialmente, lo que en uso, se desgastaba y perdía rápidamente. Así, posteriormente Dicor®, se comenzó a colar para obtener sub-estructuras que eran recubiertas con una cerámica aluminosa especialmente formulada. Sin embargo, las sub-estructuras de grosor de menos de 1 mm., durante el uso tendían a fracturarse quizás como resultado del proceso térmico de la cerámica de recubrimiento. Así quedó prácticamente indicada para realizar inlays cerámicos. (28)

Estas porcelanas se fabrican en estado vítreo, no cristalino y se convierten posteriormente al estado cristalino mediante tratamiento calórico. Recordemos que se denomina estructura vítrea a todo fundido que solidifica en forma amorfa, mediante redes tridimensionales cuya principal característica es la falta total de simetría y donde ninguna unidad estructural se repite con intervalos regulares ni periódicos, es decir, sin seguir un patrón cristalino. Se denominan vitrocerámicas porque su dureza y rigidez es similar al vidrio.

Su variedad es enorme y su composición muy heterogénea con mezclas muy complejas de diversos materiales pero todas o casi todas presentan en distintas proporciones sílice, alúmina, y partículas cristalizadas. El mayor problema que presentan es la necesidad de coloración externa que no es tan natural ni tan duradera como la porcelana convencional con pigmentos dispersos. Tanto es así que para obtener la coloración definitiva es necesario aplicar vidrio coloreado sobre su superficie. (29)

C.1 Vitrocerámicas coladas: (DICOR® y CERAPEARL®)

En las vitrocerámicas coladas, el proceso de colado es similar al que se realiza para colar metales por el método de la cera perdida. En concreto son vitrocerámicas colables con cristales de flúormica tetrasilícica y conversión por ceramización.



Esta cerámica se presenta como lingotes de vidrio con óxidos de aluminio y zirconio en proporciones variables que producen el bloqueo de los cristales de mica lo que aportan al material una resistencia transversal doble a la de la porcelana convencional con propiedades de comportamiento radiográfico y módulo elástico parecido al del esmalte. En las vitrocerámicas coladas la translucidez es máxima al carecer de coloración interna por lo que su efecto de mimetismo es importante aunque tiende ligeramente al gris por la formación de cristales de mica durante el proceso térmico; el efecto estético se controla y es mejor y más fácil de caracterizar cuando se fabrica sobre un núcleo aluminoso semiopaco y luego se recubre con cerámicas de alto contenido en leucita; sin embargo la diferencia de difusión térmica o incompatibilidad del vidrio con porcelanas feldespáticas aumenta la posibilidad de fracturas. (30)

C.2 Vitrocerámicas inyectadas o prensadas: (CERESTORE®, IPS EMPRESS®)

Son las de mayor contenido en leucita y su presentación suele ser en lingotes de vidrio que se ablandan con calor y se inyecta la masa en un molde a partir de un patrón previo. Es coloreada posteriormente o bien se recubren con otra porcelana por sinterizado. Las propiedades físicomecánicas de las porcelanas inyectadas son buenas, con resistencia a la flexión variable entre 180-200 MPa, el doble que las feldespáticas convencionales y resistencia a la abrasión similar o algo mayor que el diente natural. No presentan contracción durante el proceso bajo presión lo que le permite múltiples cocciones y su estética es superior que la aportada por las porcelana aluminosas y similar a la conseguida con cerámica infiltrada con vidrio. Además son muy resistentes a la acción de disolventes y la cocción al vacío mejora la resistencia a la fractura pero no evita la rotura ante impactos. En concreto las cerámicas inyectadas son unas cerámicas vítreas reforzadas con leucita que se prensa a alta temperatura en el interior de un revestimiento con base de fosfato. Así mismo poseen una elevada resistencia flexural (500-630 MPa) por lo que se pueden indicar no sólo para coronas unitarias sino también para puentes anteriores de pequeño tamaño, si bien no hay estudios de los resultados a largo plazo.



En esta cerámica en el polvo sinterizado de alúmina, se infiltra vidrio entre las partículas de alúmina lo que proporciona una estructura sumamente resistente debido en parte a que los cristales de óxido de aluminio muy condensados limitan la propagación de fisuras y a que la infiltración de vidrio elimina la porosidad residual. (31)

C.3 Vitrocerámica infiltrada con vidrio: (IN CERAM®)

Son las de mayor contenido de alúmina (85%) y por tanto tienen una elevada resistencia flexural (500-630 MPa) por lo que se pueden indicar no sólo para coronas unitarias sino también para puentes anteriores de pequeño tamaño. En esta cerámica en el polvo sinterizado de alúmina, se infiltra vidrio entre las partículas de alúmina lo que proporciona una estructura sumamente resistente debido en parte a que los cristales de óxido de aluminio muy condensados limitan la propagación de fisuras y a que la infiltración de vidrio elimina la porosidad residual. Precisa una técnica muy elaborada y debido a su elevado contenido en alúmina, es muy opaca, por lo que debe ser recubierta con porcelana por sinterizado para obtener las características ópticas. (32)

C.4 Vitrocerámicas talladas o torneadas: (PROCERA ALLCERAM®, CEREC®)

Estos sistemas se utilizaron inicialmente para la fabricación de coronas y puentes combinados con infraestructuras de titanio recubiertas de porcelanas de baja fusión. En la actualidad las porcelanas, bien feldespáticas o vitrocerámicas, son talladas o torneadas, sin que se astillen o fracturen sobre bloques adecuados al tamaño de la restauración, mediante un proceso de diseño asistido por ordenador.

Estas porcelanas constan de un núcleo de alúmina de alta pureza densamente sinterizado, con un contenido de óxido de aluminio del 99,9%, lo que le confiere la mayor dureza entre los materiales cerámicos utilizados, con la posibilidad de sustituir las cofias de metal de las coronas.



El mayor problema que presentan es la contracción entre el 15 y el 20% debido al alto contenido en alúmina, que se debe compensar con el aumento proporcional del tamaño del muñón. La fabricación tiende a agrietar la cerámica lo que supone una debilidad considerable a nivel marginal y falta de ajuste. La obtención de bloque de alúmina densamente sinterizada de alta pureza y tallada sobre muñones previamente ampliados para compensar la contracción posterior se produce por medios mecánicos altamente sofisticados y controlados por ordenador; así mismo, se obtiene una resistencia flexural de 600 Mpa, lo que la capacita para sustituir al metal si responde clínicamente a las buenas expectativas que apunta. La translucidez y el color azulado que presentan las cofias debe ser complementado por porcelanas de baja fusión que las recubren. El color todavía es un problema para este sistema pues la alúmina sinterizada puede variar su color dependiendo de la temperatura y es más difícil de controlar que en las porcelanas aluminosas. Dado el auge y vertiginoso desarrollo que éstos métodos relativamente recientes están adquiriendo, diversos parámetros, como la resistencia a la flexión, a la compresión, a la tensión, efecto del grosor de la cofia, estabilidad del color con el paso del tiempo, biocompatibilidad, fracasos clínicos a los 5 y 10 años, etc., se han evaluado con resultados muy prometedores. (33)

3.4.2 CERÁMICAS POLICRISTALINAS

Son materiales policristalinos con escasa o nula fase vítrea, que representa la parte débil de la porcelana. Debido a su elevada opacidad son utilizadas como cofias internas de las restauraciones cerámicas. Pueden contener óxidos simples como óxido de alúmina, dióxido de zirconio o dióxido de titanio, así como óxidos más complejos como espinelas, ferritas, etc.

a. Alúmina

En 1965, McLean y Hughes abrieron una nueva vía de investigación en el área 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.

Los investigadores mencionados comprobaron que mejoraba significativamente la resistencia respecto a las porcelanas convencionales hasta el punto que la porcelana aluminosa es el doble de resistente que la porcelana feldespática y su módulo de elasticidad es 50% superior al de las porcelanas tradicionales.

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 una buena estética.

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

Por otro lado aunque se considera que éstas coronas presentan un aspecto de mayor vitalidad, son muy sensibles a la técnica por lo cual su fractura clínica es relativamente elevada (2% en restauraciones anteriores y 15% en posteriores). Actualmente se ha mejorado estas porcelanas buscando un menor índice de fracturas. (34)

b. Circonia parcialmente estabilizada

Este grupo es el más novedoso, cerámicas de última generación compuestas por óxido de circonio altamente sinterizado y estabilizado parcialmente con óxido de itrio. Su principal característica es su elevada tenacidad debido a una microestructura totalmente cristalina y además posee un mecanismo de refuerzo denominado "transformación resistente".

Este fenómeno descubierto por Garvie & cols. en 1975 consiste en que el material ante una zona de elevado estrés mecánico como es la punta de una grieta, sufre una transformación de fase cristalina, pasa de fase tetragonal a monoclinica, adquiriendo un volumen mayor.

De este modo se aumenta localmente la resistencia y se evita la propagación de la fractura. Esto confiere a dichas cerámicas una resistencia a la flexión de entre 1000-1500 MPa, superando en un amplio margen al resto de las 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. 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. El nuevo reto de la investigación es aumentar la fiabilidad de las actuales 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. Estos «composites» altamente sinterizados alcanzan unos valores de tenacidad y de tensión umbral mayores que los conseguidos por la alúmina y la circonia de forma individual. Además, tienen una adecuada dureza y una gran estabilidad química. Así pues, estos biomateriales de alúmina-circonia se presentan como una alternativa a tener en cuenta en el futuro para la confección de restauraciones cerámicas. (35)

c. Alúmina endurecida con circonia (actualmente en desarrollo)

In-Ceram[®] Zirconia: Esta cerámica se caracteriza 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.



3.4.3 CERÁMICAS CON UNA MATRIZ DE RESINA

Esta categoría comprende materiales con una matriz orgánica con un alto relleno de partículas cerámicas.

“Han sido incluidos como cerámicas con matriz de resina porque la versión 2013 del Código de la ADA de Procedimientos dentales y Nomenclatura, define el término porcelana/cerámica como “inyectado, cocido, tallado o materiales fresados que contienen predominantemente composiciones inorgánicas refractarias incluyendo porcelanas, vidrios, cerámicas y vidrio de cerámicas.

Por lo tanto, los materiales presentados en esta sección encajan en esta categoría debido a que están compuestos predominantemente (> 50% en peso) de compuestos inorgánicos refractarios, independientemente de la presencia de una fase orgánica (polímero) menos predominante.”

Estos nuevos materiales cerámicos/polímeros se supone que combinan los aspectos positivos de ambos materiales, cerámicas y composites, con propiedades beneficiosas para los pacientes.

La composición cerámica con matriz de resina varía sustancialmente, pero están específicamente formulados para CAD/CAM. (36)

Actualmente, los materiales cerámicos con matriz de resina se pueden dividir en varias subfamilias, de acuerdo a su composición inorgánica:

a. Resina nanocerámica (Lava Ultimate)

Es un material compuesto, que fue desarrollado para el procesamiento CAD/CAM en el sillón. Se compone de una matriz de resina altamente curada reforzada con aproximadamente 80% en peso nanopartículas de cerámica. La combinación de nanopartículas discretas sílice (diámetro 20nm), nanopartículas de óxido de zirconio (4 a 11 nm de diámetro) y nanoclusters zirconia-sílice reduce el espacio intersticial de las partículas de carga, lo que permite este alto contenido de nanocerámica. (37)



b. Cerámica vítrea en matriz de resina (Vita Enamic)

El fabricante se refiere a este producto como una cerámica híbrida.

La cerámica híbrida está formada por una matriz de cerámica sinterizada en el que sus poros se han llenado con un material polimérico. Ésta normalmente se compone de una red dual: una red de cerámica inorgánica de feldespato (86% en peso/75% en volumen) y una red de polímero inorgánico (14% en peso / 25% en volumen).

La red de polímero se compone de dimetacrilato de uretano (UDMA) y dimetacrilato de trietienglicol (TEGDMA). La combinación de estos dos materiales tiene ventajas considerables para el usuario. Así, por ejemplo, se ha conseguido una menor tendencia a la rotura frágil en comparación con materiales de cerámica pura, y una excelente facilidad de mecanización CAD/CAM.

c. Circonio-sílice en matriz de resina (MZ-100)

Adaptado con diferentes matrices orgánicas, variación en porcentaje en peso de cerámica, por ejemplo, polvo de silica, silicato de circonio, UDMA, TEGDMA, micro-sílice ahumado, pigmentos, su contenido inorgánico comprende más de 60% en peso.

Otro ejemplo es el composite compuesto de 85% de partículas cerámicas ultrafinas zirconia-sílice esféricas (0,6 micras) incrustado en una matriz de polímero de bisfenol A metacrilato de glicidilo, TEGDMA y un sistema patentado de iniciador ternario. (38)

3.5 DISILICATO DE LITIO

Para aumentar la resistencia, la expansión térmica y la contracción de la cerámica, los fabricantes han añadido partículas de relleno cristalinas. Otros tipos de relleno incluyen partículas de vidrio de alto punto de fusión que son estables a la temperatura de cocción de la cerámica.

Kelly en el 2008, se refiere a un material cerámico como una Cerámica sintética cuando las partículas de relleno se añaden mecánicamente, dentro del vidrio inicial, durante el proceso de fabricación, con un tratamiento de temperatura controlado.



La fase cristalina que se forma es un Disilicato de Litio ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_7$) y representa aproximadamente el 70% del volumen. Una segunda fase cristalina, que consta de un Ortofosfato de Litio de un volumen mucho menor también está presente. (39)

El Disilicato de Litio tiene una estructura inusual, porque consiste de muchos pequeños cristales alargados que le confieren un aumento de resistencia a la flexión pero disminuyen su translucidez, en comparación con las cerámicas feldespáticas. Estos materiales proporcionan un equilibrio entre la fuerza y la translucidez que les permite usarse como restauraciones monolíticas. (De una sola capa)

Las propiedades mecánicas de esta cerámica son muy superiores a las de la cerámica reforzada con Leucita, con una resistencia a la flexión tres veces mayor que esta, de entre 360 a 450 MPa. Además, dispone de una resistencia a la fractura mayor que Empress II (cerámica reforzada con Óxido de Litio) debido a una mayor homogeneidad de la fase cristalina. (40)

La temperatura de procesamiento de dicha cerámica es de 920°C , es menor que para la reforzada con Leucita. Los tamaños de granos de cristales de metasilicato de litio, (estado inicial, previo a la transformación en Disilicato de Litio) van desde 0,2 μm a 1 μm , lo que hace una resistencia a la flexión de 130 MPa.

Durante el ciclo de la cristalización hay un crecimiento controlado del tamaño del grano (0,5 a 5 micras). Esta transformación conduce a una cerámica de vidrio que se compone de Disilicato de Litio dispersado en una matriz vítrea. Este proceso aumenta la resistencia a la flexión de la restauración a 360 MPa, un incremento del 170%. (41)

“Hay dos métodos básicos de fabricación. El primer método consiste en fresar todo el contorno anatómico de la restauración. Antes de la cristalización, el borde incisal se conserva mediante la creación de un índice de silicona. El borde incisal se reduce, se crean los mamelones y se estratifica con las porcelanas incisales, al contorno original utilizando el índice de silicona como guía. La restauración se cristaliza a continuación en el horno, utilizando el programa de cocción estándar. Una variación de esta técnica es la de cristalizar antes de las etapas de estratificación. Este método permite ver al operador ver el color de la restauración antes de la aplicación de la cerámica de estratificación.



El segundo método, consiste en fresar el contorno completo, aplicar los tintes y la cerámica de esmalte y cristalizar. Este método también tiene una variación que incluye la aplicación de tintes y el esmalte después de la etapa de cristalización. Esto permite al operador ver el color final de la corona, sin la aplicación de los tintes. Puede ser más fácil aplicar los tintes, pero se trata de un segundo ciclo de cocción de 12 min.”

Por otra parte, el Disilicato de Litio no requiere unión subyacente a la estructura dental para obtener propiedades físicas. (42)

En este grupo se pueden encontrar:

3.5.1 IPS Empress II:

Este sistema posee dos porcelanas: una porcelana feldespática de alta resistencia la cual es inyectada por presión para de esta manera confeccionar la estructura interna de la restauración, y una porcelana feldespática de baja temperatura de sinterización 800°C, que cubre a la anterior, para conferirle las características morfológicas y estéticas. En esta cerámica los cristales de disilicato de litio se disponen en forma dispersa y entrelazados en la matriz vítrea, por esta razón aumenta su capacidad de prevenir la propagación de grietas.

Por lo tanto, este material puede actuar como una subestructura y recibir la cerámica de recubrimiento, o incluso actuar como una restauración de contornos finales. (43)

Está indicada para la confección de:

- Incrustaciones inlay y onlay
- Carillas laminadas
- Coronas y puentes de 3 piezas.
- Prótesis adhesivas con aletas estéticas. (44)

3.5.2 SISTEMA IPS e.max:

Esta cerámica fue presentada en el año 2005 y permite elaborar todos los tipos de restauraciones, desde coronas unitarias hasta prótesis fijas anteriores y posteriores.

Las incrustaciones inlays y onlays, las carillas laminadas y los copings para coronas individuales, serán más resistentes, debido a la incorporación, en las pastillas cerámicas de Disilicato de litio.

Este sistema consta de dos tipos de métodos, la técnica CAD/CAM, que presenta bloques de cerámica de vidrio de disilicato de litio, a medio sinterizar para el fresado con una gamma de colores; así mismo podemos obtener restauraciones mediante la técnica de Inyectado donde obtenemos pastillas de disilicato de Litio totalmente sinterizadas para trabajarlas en el laboratorio a una temperatura contrada de 920° por 25 minutos, esta técnica también tiene una gamma de colores muy estéticas (HT, LT, MT, MO, HO y Multi) (45)

a. IPS e.max CAD:

La porcelana se presenta en lingotes opacos donde está pre-sinterizada y así permite el tallado con dispositivos CAD-CAM.

“Una vez logradas las formas, la restauración se termina de sinterizar y cristalizarse en un horno a 850 grados por lapsos de 20 a 30 minutos con lo que se consigue la resistencia, translucidez y brillo propios de este tipo de porcelana.” (46)

b. IPS e.max Press:

La porcelana de Disilicato de litio, IPS e.max Press ofrece las conocidas ventajas de una cerámica inyectada, gracias a esta técnica se logran restauraciones con un excelente ajuste, forma y función. Además, presentan una alta resistencia de 400 MPa. Las restauraciones se pueden realizar mediante dos técnicas de trabajo, pudiendo bien elaborar una estructura que se estratifica posteriormente o una restauración completamente anatómica que simplemente necesita caracterizarse.

Además, se pueden elaborar con este método restauraciones mínimamente invasivas como carillas finas. (47)

3.5.1 INDICACIONES Y CONTRAINDICACIONES

Indicaciones:

- Carillas oclusales
- Carillas anteriores
- Incrustaciones Inlays y Onlays
- Coronas unitarias en la región anterior y posterior
- Puentes de tres unidades en la región anterior
- Puentes de tres unidades en la región de premolares hasta el segundo premolar como pilar límite.
- Superestructuras de implantes para restauraciones individuales
- Superestructuras de implantes para puentes de 3 piezas hasta el segundo premolar como pilar límite distal.

Contraindicaciones

- Puentes posteriores que lleguen hasta la región de los molares
- Puentes de 4 ó más unidades
- Puentes retenidos con inlays
- Preparaciones subgingivales muy profundas
- Bruxismo
- Puentes cantilever
- Puentes Maryland. (49)

3.5.3 PROPIEDADES DE LA CERÁMICA DISILICATO DE LITIO INYECTADA

Dentro de las propiedades esenciales, se han clasificado las siguientes:

a. Estabilidad del color:

El color como fenómeno de luz no es una característica intrínseca de los ojos sino el efecto visual de los rayos de luz pasando sobre ellos. La percepción del color de parte del ojo humano está relacionada con un espectro de luz visible que penetra en el ojo y estimula los tres tipos de receptores del color que hay en la retina y lo comunica al



cerebro a través del nervio óptico. Las coronas confeccionadas con Disilicato de Litio presentan una resistencia a la decoloración. (50)

b. Estética:

Su atributo fundamental reside en la capacidad que posee de imitar el aspecto óptico del diente en forma natural y mantener esta situación a largo plazo. (51)

c. Biocompatibilidad

Presenta una excelente estabilidad en el medio oral, razón por la cual no irritan los tejidos blandos ni dañan los tejidos duros. La lisura superficial evita que la placa bacteriana se adhiera sobre la superficie añadiendo un beneficio biológico adicional.

Un pequeño porcentaje de la población es sensible a las aleaciones dentales que contienen tanto metales nobles como metales base como el paladio, níquel, entre otros. Las restauraciones completas de porcelana evitan este problema. La biocompatibilidad de la cerámica ha sido evaluada tanto en estudios in-vitro como in-vivo sin reportarse efectos adversos por parte del material, especialmente cuando han sido totalmente purificados de contenido radioactivo. Los resultados de dos recientes estudios también demostraron menor porcentaje de acumulación bacteriana alrededor de las prótesis fijas comparado con el titanio. (52)

d. Aislante térmico: No transmite los cambios de temperatura debido a su baja conductividad y difusividad térmica, ya que no presenta electrones libres.

e. Estabilidad Química:

Es una característica importante pues garantiza: resistencia a la corrosión, a los ataques de ácidos, a los cambios de temperatura y al mantenimiento de la armonía óptica en el tiempo.

f. Propiedades Mecánicas: La porcelana dental presenta uniones covalentes. Esta condición brinda propiedades mecánicas de alta rigidez, dureza y resistencia. (53)

• **Rigidez.**

Es la propiedad de un cuerpo, elemento o estructura de oponerse a las deformaciones. También podría definirse como la capacidad de soportar cargas o



tensiones sin deformarse o desplazarse excesivamente. La importancia en la Rigidez es el Control de las Deformaciones y/o Desplazamientos. La Rigidez depende también del *Módulo de Elasticidad*, lo cual indica la rigidez de un material.

Un material con un módulo de elasticidad elevado será más rígido; en cambio un material que tenga un módulo de elasticidad más bajo es más flexible.

- ***Dureza.***

Indica la resistencia a la abrasión de un material, es decir, es la resistencia a dejarse rayar, identar o erosionar. Esta propiedad constituye una seria desventaja y un importante problema clínico cuando se opone a dientes naturales, pues limita las indicaciones y depende directamente de la dureza del material cerámico y de la aspereza del mismo al ocluir sobre las superficies dentarias. (54)

- ***Resistencia a la Fractura.***

Es la capacidad de un cuerpo, elemento o estructura de soportar cargas sin provocar una fractura. En la Resistencia lo importante es soportar, aguantar. Uno de los principales problemas que afecta la vida de las restauraciones es la fractura de la cerámica. En teoría, todos los sistemas actuales poseen una adecuada resistencia a la fractura porque todos superan el valor límite de 100 MPa, establecido por la norma ISO 6872. Pero la realidad es que existen diferencias considerables entre unos y otros.

Por este motivo, es más correcto utilizar como punto de referencia la resistencia de las cerámicas que está comprendida entre los 400 y 600 MPa.

De manera que podemos clasificar a las cerámicas sin metal en tres grupos:

- **Baja resistencia (100-300 MPa):** En el que se sitúan las porcelanas feldespáticas.
- **Resistencia moderada (300-700 MPa):** Representado fundamentalmente por las aluminosas, aunque también incluimos a IPS Empress II e IPS e.max Press/CAD.



- **Alta resistencia (por encima de 700 MPa):** En el que quedarían encuadradas todas las cerámicas circoniosas. (55)

Según Marcela Bonilla Flórez y cols. la Cerámica de Disilicato de Litio en su estudio de "Resistencia compresiva de la cerámica Disilicato de Litio", donde realizó la prueba de resistencia tripoidal a la fractura con el dispositivo universal de pruebas Instron concluyó que la cerámica de Disilicato de Litio obtuvo una resistencia a la compresión de 400 MPa, fuerza compresiva superior al mínimo requerido en cavidad oral (200 MPa), por lo tanto, dicha cerámica es aceptable para el medio bucal y las fuerzas masticatorias. (56)

4. DISCUSIÓN

El presente trabajo revisó los más actuales artículos científicos sobre la resistencia a la fractura en coronas fabricadas con Cerámica de Disilicato de Litio Inyectado sobre dientes naturales.

De acuerdo a los resultados arrojados dicho material estuvo por encima de los valores mínimos requeridos para un material restaurador en prótesis fija.

Biológicamente, las restauraciones libres de metal tienen una mejor biocompatibilidad que las restauraciones de metal porcelana, debido a que está libre de problemas tales como el galvanismo y la toxicidad; como también la superficie de su estructura tiene una baja acumulación de placa bacteriana en comparación con otras porcelanas. (57)

Así mismo, debido a sus propiedades similares a la estructura dental, la cerámica de Disilicato de Litio Inyectado se ha usado en Odontología para recuperar la estructura dental perdida.

De manera pues, que dicho material permite realizar tratamientos altamente estéticos presentando una apropiada estética para el sector anterior, coincidiendo con Martínez y cols., quienes en su estudio eligieron el Disilicato de litio para realizar restauraciones conservadoras manteniendo el binomio estética-resistencia, por presentar alta tasa de supervivencia pese al paso de los años y ser más translúcidas, permitiendo un mayor mimetismo con los dientes naturales. (58)

Cabe destacar, que los requisitos indispensables para la elección de un material restaurador están en función de sus propiedades físicas y ópticas, para lo cual es indispensable que los índices de refracción de la luz tanto en esmalte como en dentina estén calibrados sobre valores de dientes naturales, como es el caso del Disilicato de Litio Inyectado, tal como refleja el estudio de Pérez y Bellet, en el año 2006, quienes reportan hallazgos de refracción en más de 80% de las restauraciones confeccionadas, pues ésta se refracta a la entrada y a la salida y se desvía. (59)

Por otro lado, la Cerámica de Disilicato de Litio no solo es confeccionada mediante el sistema por Inyección, sino también puede ser manipulado mediante uno de los mayores aportes de la tecnología a la odontología moderna, el CAD CAM, el cual ha impulsado el desarrollo de los materiales cerámicos en los últimos tiempos, pues dicha cerámica vítrea disponible en bloques permite el cumplimiento de las fases de procesado de dicho sistema ya que realiza una digitalización y diseño de la corona con mayor precisión para obtener una ideal reproducción de las propiedades áureas. (60)

Se optó por el estudio del sistema de Disilicato de Litio Inyectado por sobre el sistema CAD debido a que se ha demostrado una mejor longevidad en comparación a este sistema, esto se basa en los estudios de Guess et al. (2006), donde la restauración hecha con CAD/CAM se observó una tasa de supervivencia de un 97% y de un 100% para el sistema Inyectado en un tiempo de 24 meses. (61)

Una de las ventajas de la Cerámica de Disilicato de Litio Inyectado es que presenta una cerámica de cobertura la cual está hecha con base de fluorapatita y sirve para estratificar todos los tipos de cerámicas.

Además de la variabilidad del sistema, presenta una excelente estética, garantizando las restauraciones cerámicas con buenas propiedades ópticas tales como translucidez y fluorescencia; y propiedades mecánicas tales como la resistencia, dureza y rigidez. (Clavijo et al.; Martínez Rus et al.; Gomes et al.).

Tinschert O y cols. En su estudio "Resistencia a la fractura del Disilicato de Litio Inyectado en prótesis fija de tres unidades: un estudio en laboratorio", en el año 2010, concluyó que el Disilicato de Litio Inyectado en PPF del sector anterior presentó una adecuada resistencia a los esfuerzos y no alcanzó valores de fractura a 400Mpa siendo un material adecuado para la rehabilitación de estos casos. Este resultado se asemeja al arrojado en el estudio de Gómez y cols. que recomienda el uso del Disilicato de Litio Inyectado hasta la región del premolar, al igual que el fabricante. (62)

Reich y Shierz en un estudio a mediano plazo evidencian que el éxito clínico del Disilicato de litio Inyectado 4 años después de seguimiento presentó un éxito del 96.3%.

Otro estudio de Gehrt y Wolfart evidencia el éxito clínico al 94.8% en coronas de Disilicato de Litio Inyectado después de 10 años de seguimiento, encontrando valores similares a las coronas de metal cerámica. (63)

Yildirim y cols. (2003) nos dice que el Circonio es más resiste que el Disilicato de litio, por lo que en el sector anterior no se necesita utilizar tal resistencia, pero el Disilicato de litio resiste hasta 400 mPa (2008 MIRJANA) y la fuerza incisal máxima relatada en la literatura varia de 90 N a 370 N (Yildirim et al., 2003).

Sin embargo, Coelho PG y cols. En su estudio "Las pruebas de fatiga de los dos sistemas de porcelana de óxido de circonio en coronas libres de metal", en año 2010 nos dice que las coronas de Disilicato de Litio inyectadas han sido objeto de numerosos estudios comparativos in vitro contrastando los resultados de resistencia a la fractura superior a las coronas de zirconia convencional y similar a la coronas metal cerámica. (64)

Debido a que su volumen se constituye en un 70% por cristales de matriz de vitrocerámica de granos finos, alargados de aproximadamente 1,5 mm de longitud y 0,4 mm de diámetro, estos cristales alargados de Disilicato de Litio inhiben la propagación de fracturas las cuales se presentan solo en cargas muy altas en la fase de vidrio residual correspondiendo al 30 - 40% de su volumen. Esta microestructura permite explicar los valores elevados de resistencia a la fractura en una vitrocerámica. (65)

Así mismo, Friedman MJ. Y cols en su estudio "Restauraciones de Porcelana: Una opinión clínica sobre una tendencia preocupante", en el año 2009 nos dice que además de la cantidad y la calidad de la estructura del diente es de suma importancia en caso de ser necesario conservar el esmalte del diente ya que mejor será la adhesión y el envejecimiento más limitado de las superficies de contacto, ya que podríamos obtener una probabilidad de supervivencia estimada de 93,5% después de 10 años. (66)

Otro motivo por el que se escogió este sistema, muy a parte de las buenas propiedades mecánicas, es que presenta una buena estabilidad frente a las adversidades del medio intra oral.



Esto fue comprobado por un estudio de Samra et al. (2011) donde comparó la estabilidad del color de diferentes sistemas restauradores tanto directos como indirectos, sumergidos en una solución de café, y constató el mejor comportamiento del sistema IPS e.max Press por sobre los otros; así mismo la estética que posee el Disilicato de litio, ya que la translucidez es mucho mayor, lo que la convierte en un material con una apariencia más armónica y natural(67).

Este material puede ser utilizado para realizar inlays, onlays, coronas unitarias y puentes hasta de tres unidades. Las ventajas de este procedimiento es que se hace una mínima invasión, salud gingival, procedimiento fácil y de bajo costo. Tiene buena rigidez y una buena calidad óptica (Boskovic et al., 2008).

Una de las ventajas de la cerámica de Disilicato de Litio es que presenta una cerámica de cobertura (IPS e.Max Ceram) la cual es con base de fluorapatita y sirve para estratificar todos los tipos de cerámicas, independiente de ser de disilicato de litio inyectado o CAD/CAM. Además de la variabilidad del sistema, presenta una excelente estética, garantizando las restauraciones cerámicas con buenas propiedades ópticas tales como translucidez y fluorescencia, muy similar a las de la propia estructura dentaria (Clavijo et al.; Martínez Rus et al.; Gomes et al.). (68)

Por último, el proceso de cementación es clave para la longevidad y el éxito clínico de las restauraciones libres de metal. Un estudio realizado por Heintze et al. encontró que la resistencia a la fractura de las coronas de Disilicato de Litio Inyectado que fueron cementadas con adhesivo, mostró en un 42% más resistencia a la fractura en comparación con coronas cementadas con ionómero de vidrio.

Estos datos coinciden con estudios de laboratorio que mencionan que las principales causas de fracaso en las coronas libres de metal se encuentran durante la carga dinámica donde invariablemente se produjeron en la interfaz cemento-cerámica, lo que llevó a fracturas completas de la restauración con un patrón de media luna. (69)



5. CONCLUSIONES

1. La rehabilitación oral con coronas de Disilicato de Litio Inyectado en dientes naturales es un método fiable que responden bien a los requerimientos estéticos, restaurativos y biológicos siendo lo suficientemente resistentes a las fracturas.
2. Las coronas de Disilicato de Litio Inyectado han probado su eficacia, predictibilidad y escasez de fracasos a mediano y largo plazo, lo que va a aportar satisfacción y seguridad, tanto al profesional dental como a sus pacientes.
3. Las coronas de Disilicato de Litio Inyectado soportan fuerzas compresivas de hasta 400 Mpa superando el promedio de fuerzas masticatorias que se dan en el medio oral que son de aproximadamente 200 MPa, lo cual nos indica que son útiles para restaurar el sector anterior y posterior del medio oral.



6. BIBLIOGRAFÍA

1. Dra. Lina Marcela Bonilla Flórez y cols. Comparación de la resistencia compresiva de coronas en dos materiales de cerámica vitrea: disilicato y silicato. Colombia Journal of Dental Research. Bogotá, Colombia. Año 2015.
2. Rolando Ignacio Figueroa y cols. Rehabilitación de los Dientes Anteriores con el Sistema Cerámico Disilicato de Litio. International Journal Odontostomatology. Brazil, Temuco diciembre, año 2014.
3. Bertoldi, A. Rehabilitación post endodóntica. Base racional y consideraciones estéticas. Medica Panamericana. Buenos Aires, Argentina. Año 2012.
4. Bottino, M., Faria, R., & Valandro, L. Estética en Prótesis libres de metal en dientes naturales y Implantes: Artes Medicas. Brazil, Sao Paulo. Año 2011.
5. Caparoso, C., & Duque, J. Cerámicas y sistemas para coronas libres de metal: una revisión. Revista Odontológica Universidad Antioquia, 88-108. Chile. Año 2010
6. Martinez Rus, Francisco y cols. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. RCOE, 2007, Vol. 12, N°4, 253-263. Madrid, España. Año 2007.
7. Saavera, R. y cols. Clasificación y significado clínico de las diferentes formulaciones de las cerámicas para restauraciones dentales. Acta Odontológica Venezolana. Chile, Santiago de Chile. Año 2014.
8. Alvarez Fernandez, M. Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. RCOE. España, Oviedo. Año 2003.
9. Mollineado Patzy, Marcela. Porcelana en dientes anteriores. Revista de Actualización Clínica. Med v.24 La Paz, Bolivia. Año 2012.
10. Antonio Fons Font. Selección de la cerámica a utilizar en tratamientos mediante frentes laminados de porcelana. Medicina Oral Patología. Cirugía Oral vol.11 no.3. España, Valencia. may./jun. 2006
11. Alfredo Nevárez Rascón y cols. Características de los materiales cerámicos empleados en la práctica odontológica actual. REVISTA ADM/ VOL. LXIX NO. 4. P.P. 157-163. México. JULIO-AGOSTO 2012



12. Carolina Ugalde Alvarez. Estudio comparativo in vitro de la resistencia al cizallamiento de diferentes tipos de cerámicas cementadas en esmalte dentina con cemento de resina dual. Santiago, Chile, Año 2014.
13. Corts Robert y cols. Protocolos de cementado de restauraciones cerámicas / Cementation protocols for ceramic restorations. Actas odontológicas. Uruguay. Año 2013.
14. Hooshmand T, Parvizi S, Keshvad A. Effect of surface acid etching on the biaxial flexural strength of two hot-pressed glass ceramics. J Prosthodont 17:415-419. Año 2010.
15. Hooshmand T, Parvizi S, Keshvad A. Effect of surface acid etching on the biaxial flexural strength of two hot-pressed glass ceramics. J Prosthodont. Dallas. Año 2011.
16. Della Bonna A, Kelly R. The clinical success of all ceramic restorations J Am Dent Assoc 139. California. Año 2008.
17. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic material and systems with clinical recommendations: A systematic review J Prosthet Dent. New Jersey. Año 2007.
18. Griffing JD, Suh BI, Chen L, Brown DJ. Surface treatments for zirconia bonding; a clinical perspective Canadian J Rest Dent & Prosth. Vancouver. Año 2010.
19. Chen L, Brown DJ. Surface treatments for zirconia bonding; a clinical perspective Canadian J Rest Dent & Prosth Winter: 23. California. Año 2010.
20. Craig RG. Cerámicas. En: Craig RG, ed. Materiales de Odontología restauradora, 10ª ed. Harcourt Brace, 1998:467-84. España, Madrid. Año 2010.
21. Fasbinder DJ. Chairside CAD-CAM and overview of restorative material options. Compend Contin Educ Dent. Houston. Año 2012.
22. Macchi RL. Porcelana. En: Macchi RL, ed. Materiales dentales. 3ª ed.: Editorial Médica Panamericana 20:287-97. Buenos Aires, Argentina. Año 2013.
23. Craig RG. Cerámicas. En: Craig RG, ed. Materiales de Odontología restauradora, 10ª ed. Harcourt Brace España, 2008:467-84. España, Madrid 2011.
24. Coldea A, y cols. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. Dent Mater. The Academy of Dental Materials. Kentucky. Año 2013.



25. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. J Prosthet Dent. Philadelphia, Pennsylvania Año 2006.
26. Tysowsky GW. The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. Dent Today. Amsterdam. Año 2010.
27. Preis V, Behr M, Kolbeck C, Hahnel S, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains. Dent Mater. Año 2013.
28. Rekow D. Dental CAD-CAM systems: what is the state of the art?. J Am Dent Assoc 122:42-8. Año 2010
29. Andersson M, Razzoog ME, Oden A, Hegenbarth EA, Lang BR. Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown. Quintessence Int. Philadelphia, Pennsylvania. Año 2008.
30. Macchi RL. Porcelana. En: Macchi RL, ed. Materiales dentales. 3ª ed. Editorial Médica Panamericana. Buenos Aires, Argentina. Año 2009.
31. Bremer F, Grade S, Kohorst P, Stiesch M. In vivo biofilm formation on different dental ceramics. Quintessence Castro-Aguilar E, Matta-Morales C, Orellana-Valdivieso O. 286 Rev Estomatol Herediana. Año 2014.
32. Graig RG, Powers JM. Materiais Dentários. 11ed.Ed Santos, Brazil, Sao Paulo. Año 2004.
33. Gracis S y cols. A new Classification System for all Ceramic-like Restorative Materials. International Journal Prosthodontic. Philadelphia, Pennsylvania. Año 2015.
34. Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson VP. Fracture of Porcelain Veneered structures in fatigue. J Dent Res. Roma, Italia. Año 2007.
35. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. Dental Materials. Della Bona A y cols. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. Dent Mater. The Academy of Dental Materials. New York. Año 2014.
36. Spitznagel F y cols. Resin Bond to Indirect Composite and New Ceramic/Polymer Materials: A review of the literatura. Journal Esthetic Restorative Dental. California. Año 2014



37. Fasbinder DJ. Chairside CAD-CAM an overview of restorative material options. Pdf. Compend Contin Educ Dent. Año 2012.
38. Craig RG. Cerámicas. En: Craig RG, ed. Materiales de Odontología restauradora, 10ª ed. Madrid: Harcourt Brace España, Madrid. Año 2005.
39. Shenoy A, Shenoy N. Denta Ceramics: an update. J Conserv Dent. Octubre, Año 2012
40. Odatsy T y cols. Effect of polishing and finishing procedures on the surface integrity of restorative ceramics. Am J Dent. Año 2013.
41. Helver GA. Retro-fitting an existing Crown adjacent to a removable partial denture in a single visit. Inside Dent. Philadelphia. Año 2009.
42. Barizon, et al. Ceramic Materials for Porcelain Veneers. The Journal of Prosthetic Dentistry, Bélgica. Año 2011.
43. Solá MF, Labaig C, Suarez MJ. Cerámica para puentes de tres unidades sin estructura metálica:Sistema IPS-Empress II. Revista Internacional en Prótesis Estomatológica. Año 2005
44. Zimmer D, Gerds T, Strub JR. Survival rate of IPS-Empress 2 all-ceramic crowns and bridges: three year's results. Alemania, Freiburg. Año 2011
45. Marquardt P, Strub JR. Survival rates of IPS e-max all ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. Quintessence Int. New York, Rochester. Año 2008.
46. Guess, P. C.; Stappert, C. F. & Strub, J. R. Preliminary clinical results of a prospective study of IPS e.max Press- and Cerec ProCAD- partial coverage crowns. Schweiz. Monatsschr. Zahnmed. Año 2006.
47. Martínez Rus, F.; Pradíes Ramiro, G.; Suárez García, M. J. & Rivera Gómez, B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. RCOE. Año 2007.
48. Bottino, M. A.; Faria, R. & Valandro, L. F. Percepção - Estética em Próteses Livres de Metal em Dentes Naturais e Implantes. Artes Médicas. São Paulo, Brazil. Año 2014
49. Anayely del Rocío Gonzales-Ramirez. Tiempo de vida de las restauraciones dentales libres de metal. Revista ADM. México León. Marzo, 2016.
50. Gomez Polo C y cols. Differences between the human eye and the spectrophotometer in the shade matching of toothcolour. Journal of Dentistry. New York. Año 2014.



51. Motro PF y cols. Effects of different surface treatments of stainability of ceramics. Journal Prosthetic Dentistry. Bélgica. Año 2012.
52. Scarrano A y cols. Bacterial adhesión on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: An in-vivo human study. Journal Periodontal. Nueva York. Año 2009.
53. Guess PC, Stappert CF, Strub JR. Preliminary clinical results of a prospective study of IPS e.max Press and Cerec ProCAD partial coverage crowns. Schweiz Monatsschr Zahnmed. Rusia, año 2006
54. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. Dent Mater. Amsterdam. Año 2005
55. Mallat E, Mallat E. Porcelana. En: Mallat E, Mallat E. Fundamentos de la estética bucal en el grupo anterior. Barcelona: Quintessence. Año 2007.
56. Lina Marcela Bonilla Flórez y cols. comparación de la resistencia compresiva de coronas en dos materiales de cerámica vitrea: disilicato y silicato. Bogotá, Colombia. Abril 2015.
57. Tinschert O, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Resistencia a la fractura del Disilicato de Litio en prótesis fija de tres unidades: un estudio en laboratorio. International Journal of Prosthodontic. California. Año 2012.
58. Coelho PG, Silva NR, Bonfante EA, Guess PC, Rekow ED, Thompson VP. Fatigue testing of two porcelain-zirconia all-ceramic crown systems. Dent Mater. . Año 2011.
59. Friedman MJ. Y cols en su estudio "Restauraciones de Porcelana: Una opinión clínica sobre una tendencia preocupante". Journal Esthetic Restorative Dental. Buenos Aires, Argentina. Año 2010.
60. Heintze et al. Comparación del asentamiento de coronas IPS empess 2 en dos preparaciones para dientes anteriores cementadas con cemento resinoso. Universidad Militar Nueva Granada -Fundación Centro de Investigación y Estudios Odontológicos CIEO. Bogotá, Colombia. Año 2013.
61. Hamza TA, Ezzat HA, El-Hossary MM, Katamish HA, Shokry TE, Rosenstiel SF. Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. J Prosthet Dent Año 2013.



62. Torres E. Actualización y modificación de la clasificación de materiales sistema cerec. Revista odontos. Bogotá, Colombia. Año 2013.
63. Clausen JO, Abou Tara M, Ker M. Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. Dent Mat. Cuba, La Habana. Año 2010.
64. Zahran M, El-Mowafy O, Tam L, Watson P.A, Finer Y. Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with cad/cam technology. J Prosthodont. Virginia. Año 2008.
65. Boskovic, M.; Stankovic, S.; Ajdukovic, Z. & Krunic, N. Short review of non-metal ceramic systems. Acta Stomatol. Naissi. Año 2008.
66. Clavijo, V. G. R.; de Souza, N. C. & de Andrade, M. F. IPS e.Max: harmonização do sorriso. Rev. Dental Press Estét. Brazil, Maringá. Año 2007.
67. Gomes, E. A.; Assuncao, W. G.; Rocha, E. P. & Santos, P. H. Cerâmicas Odontológicas: o estado atual. Ceram. Brazil, Sao Paulo. Año 2008.
68. Guess, P. C.; Stappert, C. F. & Strub, J. R. Preliminary clinical results of a prospective study of IPS e.max Press- and Cerec ProCAD- partial coverage crowns. Schweiz. Monatsschr. Zahnmed.. Año 2009.
69. Garcia M, Leon C, Tello G. Comparación del asentamiento de coronas IPS empres 2 en dos preparaciones para dientes anteriores cementadas con cement resinoso (Multilink).Bogotá Colombia. Año 2007.