



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ACTUALIZACIÓN DEL DISILICATO DE LITIO Y SUS
APLICACIONES CLÍNICAS.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

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

P R E S E N T A:

CYNTHIA GABRIELA BORJA ORIA

TUTORA: C.D. MARÍA GUADALUPE GARCÍA BELTRÁN

MÉXICO, D.F.

2008

**A mis padres, por el inmenso apoyo
que me brindan día a día y darme la posibilidad
de estudiar una licenciatura a base de todo su
esfuerzo.**

**Por ser mis amigos, y mis pacientes cuando
los necesite.**

**A mis mejores amigas Susana y Marisol
por compartir momentos maravillosos,
por enseñarme las cualidades de cada una
y brindarme su amistad.**



ÍNDICE

	Pág.
INTRODUCCIÓN.....	7
ANTECEDENTES DEL USO DE LA PORCELANA EN ODONTOLOGÍA.....	9
TERMINOLOGÍA.....	18
CAPÍTULO I. CONSIDERACIONES GENERALES DE LAS CERÁMICAS.....	21
CAPÍTULO II. CLASIFICACIÓN DE ACUERDO A SU COMPOSICIÓN.....	24
1) Porcelana feldespática.....	24
2) Porcelana aluminosa.....	28
3) Vitrocerámicas.....	31
CAPÍTULO III. CLASIFICACIÓN DE LA PORCELANA SEGÚN SU PUNTO DE FUSIÓN.....	33





CAPÍTULO IV. CLASIFICACIÓN DE LAS PORCELANAS DE ACUERDO A SU TÉCNICA DE ELABORACIÓN.....35

- 1) Coronas de porcelana construidas sobre metal.....35
- 2) Cerámicas sin soporte metálico.....37

CAPÍTULO V. CERÁMICA VÍTREA REFORZADA CON CRISTALES DE LEUCITA (IPS EMPRESS).....44

- 1) Composición.....44
- 2) Indicaciones.....45
- 3) Contraindicaciones.....45
- 4) Ventajas.....46
- 5) Desventajas.....46
- 6) Técnica de elaboración.....46
- 7) Caso Clínico.....48

CAPÍTULO VI. DISILICATO DE LITIO (IPS EMPRESS 2).....52

- 1) Composición.....53
 - 2) Indicaciones.....54
 - 3) Contraindicaciones.....55
-






4) Ventajas.....	55
5) Desventajas.....	55
6) Técnica de elaboración.....	55
7) Ejemplificación.....	56

CAPÍTULO VII. DISILICATO DE LITIO (IPS E-MAX PRESS).....57

1) Composición.....	57
2) Indicaciones	57
3) Contraindicaciones.....	59
4) Ventajas.....	60
5) Desventajas.....	60
6) Técnica de elaboración.....	60
7) Ejemplificación.....	68

CAPÍTULO VIII. DISILICATO DE LITIO (IPS E-MAX CAD).....69

1) Composición.....	70
2) Indicaciones.....	70
3) Contraindicaciones.....	71





4) Ventajas.....	71
5) Desventajas.....	71
6) Técnica de elaboración.....	72
CONCLUSIONES.....	76
FUENTES DE INFORMACIÓN.....	77







INTRODUCCIÓN.

Debido a la creciente demanda de las restauraciones estéticas se realizan avances en los sistemas cerámicos libres de metal ya que estos imitan al órgano dentario, es por esto que se necesitan materiales que se comporten de forma similar que los dientes naturales en cuanto a su translucidez, vitalidad, coloración, textura, grosor.

En Odontología el material que brinda estas características y que se utiliza para la rehabilitación protésica es la porcelana ya que es muy estético, además de sus propiedades físicas, biológicas y ópticas que permiten mantener el color con el paso del tiempo, resistir la abrasión, poseer gran estabilidad en el medio oral, biocompatibilidad elevada y aspecto natural en cuanto a translucidez, brillo; es por esto que la industria quiere conseguir materiales cerámicos que ofrezcan estas ventajas.

Con el paso del tiempo surgen nuevos materiales, así como innovadores métodos de trabajarlas mismas o parecidas porcelanas por lo que la composición se explica ahora no solo por los compuestos que los integran sino más bien por el método de procesado, la casa comercial Ivoclar-Vivadent maneja la cerámica IPS Empress desde 1990, es una cerámica vítrea reforzada con leucita que se prensa a alta temperatura en el interior de un revestimiento con base de fosfato, debido a la continua investigación por mejorar este material y ampliar las aplicaciones clínicas se lanza al mercado en 1998 la cerámica IPS Empress 2 que es una composición a base de disilicato de litio en elevada proporción y



ortofosfato en menor esto le confiere distinta microestructura y proporciona ventajas sobre el IPS Empress.

En 2005 la casa comercial lanza al mercado IPS E-max press con la misma composición que el IPS Empress 2, pero con nuevas características, en la tesina se describe la evolución de este material así como todos los aspectos que nos interesan para su uso en clínica.

Agradezco a la C.D. María Guadalupe García Beltrán por su tiempo, y compromiso al revisar mi tesina.

A la casa comercial Ivoclar-Vivadent por la información que me brindó para realizar este trabajo.



ANTECEDENTES DEL USO DE LA PORCELANA EN ODONTOLOGÍA.

La introducción de la porcelana en la Odontología tiene lugar con Alexis Duchâteau (1714-1792) un farmacéutico parisino que utilizaba prótesis de marfil; estas le ocasionaban problemas ya que producían mal olor y se teñían con facilidad.

El utilizaba recipientes de porcelana para guardar las sustancias químicas que requería en su trabajo, observó que no sufrían cambios de color ni textura como consecuencia de los materiales que albergaban es por lo que intentó hacer una prótesis dentaria en la fabrica de porcelana de Guerhard, pero solo consigue resultados satisfactorios al asociarse con un dentista parisino Nicolás Dubois de Chémant.

Después de que elaboran una dentadura para Duchâteau, este deja de interesarse en fabricar dientes de porcelana y vuelve a su farmacia, Dubois de Chémant trabaja activamente para perfeccionar la prótesis dentaria de porcelana.^{1,2,3}

Modifica dos veces la composición de la pasta mineral original para mejorar su color y su estabilidad dimensional, y para mejorar la sujeción de los dientes a la base también de porcelana. En 1788 publicó sus descubrimientos en folletos, que reunió en la "Disertación sobre dientes artificiales" publicada en 1797.



En 1789 Dubois de Chémant presenta su invento a la Academia de Ciencias y la Facultad de Medicina de París, recibiendo de Luis XVI una patente. En 1792 para escapar de la Revolución Francesa se va a Inglaterra donde solicita y le conceden una patente inglesa de 14 años para la manufactura exclusiva de lo que el denominaba “dentaduras de pasta mineral”, también llamados “dientes incorruptibles” ya que aunque sufrían contracción al cocerse tenían la ventaja de la estética y estabilidad en el medio oral.²

En 1808, un dentista italiano G.Fonzi, presentó sus prótesis llamadas “incorruptibles terrometálicas” a una comisión científica de representantes del Ateneo de Arte y la Academia de Medicina de París, y estas instituciones dieron su apoyo a la invención. Fonzi creó modelos en los que construía dientes individuales de porcelana, antes de cocerlos se introducía un clavo de platino debajo de cada diente y éste después se soldaba a la base de plata u oro de la prótesis. Posteriormente, otras técnicas mejoraron los dientes postizos de Fonzi haciendo su color más natural cociéndolos con diferentes tierras y perfeccionando su forma a base de tallar los moldes con más habilidad.^{2,3}

Los dientes individuales de porcelana fueron introducidos en América en 1817 por un dentista inmigrante francés, Antoine Plantou, que ofrecía, por



una cantidad de dinero, enseñar a los dentistas del Nuevo Mundo su método de producirlos.

Cierto número de americanos introdujeron mejoras y fabricaron dientes minerales, pero Samuel W. Stockton, joyero de Filadelfia, fue el primero en fabricar dientes de porcelana en grandes cantidades, en una pequeña fábrica. Había cogido como asistente a su sobrino, Samuel S. White, que aprendió de su tío tanto el proceso de fabricación de los dientes como las otras artes de Odontología.

En 1843 White dejó el empleo de su tío y fundó su propio negocio, que con el tiempo se convertiría en la compañía de manufacturas dentales más avanzada del mundo. En 1846 White dejó su consulta dental para dedicarse completamente a la manufactura.^{2,3}

En 1851 John Allen de Cincinnati patentó “los dientes de encía continúa, prótesis que consistía en dos o tres dientes de porcelana fundidos en un bloque de porcelana coloreada como la encía. Estos bloques podían ser enganchados a la base de la dentadura según las necesidades. Pero el método por medio del cual se hacían estos dientes de porcelana era laborioso y su producción muy limitada. Los dientes humanos naturales continuarían sirviendo como sustitutos en las dentaduras durante varios años.²



En Inglaterra en 1873 un orfebre Claudius Ash empezó a fabricar dientes de porcelana fina, y más tarde introdujo el “diente tubo” que podía insertarse por un tubo en la dentadura; fue ampliamente aceptado para su uso en puentes y también en prótesis completas.²

En 1880, el Dr. Cassius M. Richmond patentó un diente de porcelana soldado a un sostén de oro. Cuatro años después, el Dr. Marshall Logan, dentista de Pensilvania, patentó una corona construida enteramente de porcelana excepto una clavija metálica incorporada dentro antes de cocerla.^{2,3}

Charles Henry Land (1847-1919), dentista de Detroit que había estado experimentando con porcelana, había diseñado y patentado, en 1888, un método de hacer incrustaciones de porcelana en una matriz de lámina delgada de platino. No tuvo mucho éxito por ser de aplicación limitada y su ajuste no era el ideal, porque la porcelana seguía siendo difícil de fundir. Cuando en 1894 se inventa el horno eléctrico y en 1898 la porcelana de baja fusión, Land hace una aportación fundamental a la prótesis al construir la corona de porcelana sobre una matriz de platino.^{2,4}

Hacia 1901 el método de fundir porcelana a altas temperaturas se había perfeccionado, y en 1903 Land introdujo su fuerte y estética corona de porcelana en la Odontología.



En 1930 se desarrollo un sistema vitrocerámico por Carder de un método de cera pérdida para la elaboración de objetos de vidrio.

En 1958, se produjo el mayor avance hasta ese momento en cuanto a la mejoría de la estética y la transparencia de las coronas totalmente cerámicas cuando Vines y sus colaboradores desarrollaron un sistema de procesado de las porcelanas al vacío lo que redujo considerablemente la inclusión de burbujas de aire.³

En 1965 McLean y Hugues introdujeron una técnica para reforzar la porcelana dental con alúmina (óxido de aluminio) que actualmente continúa en uso y que mejoraba notablemente las propiedades de las coronas cerámicas puras.³

A continuación observamos en este cuadro la evolución histórica de los materiales de metal- cerámica y de cerámica pura en Odontología.⁵

1903	Corona jacket de porcelana (Land)
1936	Cerámica vítrea colada para prótesis dental (Dröge)
1936	Cerámica a presión para inlays y coronas (Dröge)
1962	Metal-cerámica con expansión térmica comparable (Weinstein)
1965	Corona jacket con núcleo de óxido de aluminio (Mc Lean)



1968	Aleaciones no nobles (Au-Pd-Ag & Ni-Cr-Be) para metal cerámica
1973	Puentes adheridos con resina (Rochette)
1974	Aleación Pd-Ag para metal- cerámica
1975	Cerámica vítrea CaO-P2O5 (Abe/Fukui)
1976	Corona Pt (Sced/Mc Lean)
1977	Aleación Au-Pd para metal- cerámica Hombro de cerámica Equipo de reparación para restauraciones cerámicas
1981	Puente de Maryland
1983	Carillas de porcelana
1984	Cerámica vítrea CaO-Al2O3-P2O5 (Kihara) Cerámica vítrea Dicor (Adair/Grossmann)
1985	Cerestore (Spinell MgAl2O4) sin contracción Cerámica vítrea Cerapearl (Hobo/Iwata) Tecnología CAD/CAM (Mörman/Brandestini) Cerámica de intercambió iónico (Fuchu/Ohno/Kamohara)
1986	Técnica Cerapress (A. Schmidseeder)



1987	Material Optec HSP (Katz) Cerámica Procera (Andersson/ Odén) Tecnología de titanio colado Técnica Cerapress (A. Schmidseder)
1988	Cerámica In-Ceram (Sadoun)
1990	Cerámica de baja fusión Cerámica IPS Empress (Wohlwend/Schärer)
1991	Cerámica opalescente Cementos de resina
1992	Técnica Celay (Eidenbenz) Cerámica In-Ceram

La evolución histórica de la porcelana en la Odontología ha sido de gran importancia para lograr devolver la estética y la función a las personas que pierden los órganos dentales, esta transformación la podemos observar a través de retratos de nuestros antepasados; ellos se hacían retratar adoptando poses solemnes y una expresión de seriedad. Sus labios siempre estaban cerrados. No solo porque una sesión con el pintor duraba horas, sino también debido a la dentición que muchas veces era incompleta. (Fig. 1)⁶.



Figura1. Retratos de personajes de nuestra historia.⁶

En la actualidad desde las portadas de revistas, hasta las fotos familiares nos miran caras sonrientes, la razón es que jóvenes y no tan jóvenes



pueden mostrar sus dientes ya que disponen de una dentición completa.
(Fig. 2)⁷.



Figura 2. En la actualidad nos miran caras sonrientes.⁷

TERMINOLOGÍA.



Cerámica: Arte de fabricar vasijas y otros objetos de barro, loza y porcelana. En las artes decorativas ocupa un lugar prominente.⁸

Porcelana dental: Se puede dividir en tres tipos: 1) el que se emplea para la construcción de dientes artificiales; 2) el que se usa para construir coronas fundas o incrustaciones y 3) el que se considera más bien un esmalte y se usa como un frente o una cubierta estética.⁸

Cerámica. 1 Adj. Relativo a la cerámica. 2. Producto manufacturado por la acción del calor sobre materiales terrosos, en los que el silicio y los silicatos ocupan una posición predominante. Las principales C. son porcelana, vidrio, refractarios, algunos cementos, alúmina fundida, carburo de silicio, fibras de silicato de aluminio y productos de arcilla, como ladrillos, teja y terracota. Es un compuesto formado por oxidación directa de metales por agentes como oxígeno, gases halógenos o ácidos apropiados.

Generalmente hay más de un átomo en cualquier punto de un enrejado cerámico; el cristal contiene más de un tipo de átomos en proporción estequiométrica para preservar la electroneutralidad. Todos los electrones están asociados con formación de uniones, y no hay electrones relativamente libres disponibles para conducción de calor y electricidad. Las cerámicas son generalmente materiales quebradizos que pueden ser



opacos, translúcidos o transparentes, según la disponibilidad de electrones libres para interactuar con cuantos luminosos incidentes.

Absorben y reflejan gran variedad de longitudes de onda luminosas y por lo tanto existen en muchos colores diferentes. Las propiedades químicas de las cerámicas las hacen resistentes a casi todas las sustancias químicas. En su mayoría, tienen punto de fusión alto. La densificación de los materiales cerámicos se logra generalmente por aglomeración de polvo compactado, que puede incluir una difusión en estado sólido llamada "sintering" la preservación de la estructura líquida en estado solidificado, vitrificación y difusión entre sólido rodeado de líquido, "sintering" de fase líquida. Por eso algunas cerámicas como el vidrio, se llaman a veces líquidos súper enfriados.⁹

Porcelana: 1. Material cerámico blanco translúcido denso producido por la fusión a gran temperatura de una mezcla de feldespato, caolín, cuarzo, blanco y otras sustancias. Tiene gran fuerza de impacto, es impermeable a líquidos y gases y resistente a los productos y sustancias químicas excepto ácido fluorhídrico y soluciones cáusticas calientes.⁹

Porcelana dental: Tipo de porcelana usada en restauraciones dentales como jacket-crowns o incrustaciones, dientes artificiales o coronas de metal- cerámica. Es esencialmente una mezcla de partículas de feldespato y cuarzo; el feldespato funde antes y forma una matriz de vidrio



para el cuarzo. La porcelana dental se obtiene mezclando polvo cerámico, que es a su vez una mezcla de cuarzo, caolín, pigmentos, opacificadores, un fundente apropiado y otras sustancias, con agua destilada.⁹

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

En el presente trabajo se usará el término cerámica, y porcelana indistintamente.



CAPÍTULO I. CONSIDERACIONES GENERALES DE LAS CERÁMICAS.

La porcelana Odontológica convencional es una cerámica vítrea que posee como principales componentes químicos, minerales cristalinos, tales como el feldespato, sílice, alúmina y eventualmente caolín en una matriz vítrea.^{1,10}

Feldespato. Los feldespatos son el mineral que más comúnmente aparece en la formación de rocas y constituye el 50-60% de la corteza terrestre.

Es el nombre genérico de los silicatos aluminicos, que contienen también potasio, sodio y calcio. Da nombre a un grupo de porcelanas convencionales.^{10,11} (Fig. 3)¹².

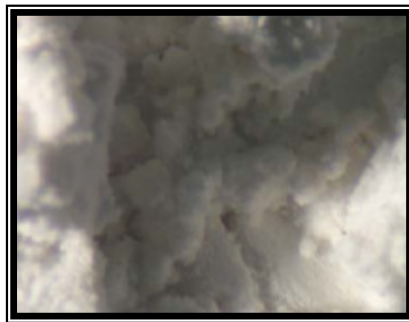


Figura 3. Feldespato visto desde microscopio¹²

Sílice: Es el dióxido de silicio (SiO_2), entra en la composición de muchas porcelanas dentales, es transparente, incoloro, brillante y muy duro. Hay varias formas polimorfas como el cuarzo, la cristobalita, la tridimita y la sílice fundida. Algunas forman parte como agentes refractarios y de la constitución de ciertos revestimientos⁷ (Fig. 4)¹².



Figura. 4. Sílice visto desde microscopio¹²

Alumina: es el óxido de aluminio (Al_2O_3) está presente en casi todas las porcelanas y cerámicas dentales. Se reserva el nombre de porcelanas aluminosas a las que tienen altas concentraciones de este componente.¹⁰

Caolín: se utiliza en las porcelanas dentales en pequeñas cantidades (4%), su principal función es la de ligar las partículas: mezclado con el agua, el caolín se hace pegajoso y ayuda a mantener juntas las partículas de la porcelana húmeda^{10,11}(Fig. 5) ¹².

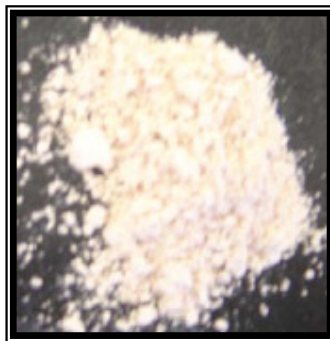


Figura 5. Caolín¹²



Otros componentes: fundentes, colorantes, maquillaje, etc. Los fundentes son aquellos materiales que se agregan a las porcelanas para disminuir su temperatura de cocción.

Los pigmentos o colorantes, se derivan de óxidos metálicos que se trituran y se mezclan con el polvo de feldespato. Los óxidos utilizados con más frecuencia son el óxido de estaño para opacificar, óxido de hierro para dar un matiz marrón, óxido de cobre para los tonos verdes, óxido de titanio para el amarillo, óxido de cobalto para el azul, óxido de níquel para el marrón y óxido de magnesio para el morado.^{10,11}

Las porcelanas se pueden clasificar dependiendo de su composición, según su punto de fusión o de acuerdo a su técnica de elaboración.



CAPÍTULO II. CLASIFICACIÓN DE ACUERDO A SU COMPOSICIÓN.

1) Porcelana feldespática

La porcelana feldespática se conoce con el nombre de porcelana tradicional, fueron las primeras en utilizarse estando constituidas básicamente por feldespatos. Su composición era: 75-85% de feldespato, 12-22% de sílice y 3-5% de caolín. Se cocían sobre metal formando parte de las primeras prótesis ceramometálicas. Uno de sus inconvenientes era que, debido a la diferencia existente entre el CET (Coeficiente de expansión térmico) de la porcelana y el de la aleación, se obtenía una superficie cuarteada. Posteriormente se le añadió leucita, componente que contribuyó a aumentar la resistencia y el CET con lo que ya no aparecía cuarteada sino con un aspecto más liso y natural.

La composición de una porcelana feldespática actual sería: 75-85% de *feldespato*, 12-22% de sílice (SiO_2), hasta un 10% de *alúmina* (Al_2O_3) y *trazas de óxidos* (unos como fundentes y otros como pigmentos y opacificadores).^{1,13}

Los *feldespatos* son el principal responsable de la formación de la matriz vítrea, esto es porque la porcelana puede ser considerado como un



material compuesto dada la diversidad de elementos que la integran, donde la estructura predominante la constituye la matriz amorfa o vítrea, mientras que otros compuestos aparecen dispersos en el seno de ellos como estructura cristalina o cristales.³

Los átomos o moléculas de los materiales pueden distribuirse en el espacio de manera que se encuentren ubicados a igual distancia con los vecinos, con una distribución completamente regular, ordenada, geométrica y repetitiva. Se constituye así la estructura cristalina. Esta situación estructural es la que se encuentra fundamentalmente en los metales. En los materiales cerámicos puede darse una situación equivalente pero con más de un tipo de reticulado espacial; sin embargo también es posible que en alguno de ellos los átomos no se encuentren ordenados en un retículo cristalino geométrico y repetitivo sino ubicados casi aleatoriamente en el espacio formando una estructura amorfa o vítrea, es decir sin ningún orden geométrico repetitivo, constante o concreto.

La estructura cristalina es por tanto opuesta a la estructura amorfa o vítrea. Las porcelanas presentan una dualidad estructural. El feldespato, una vez fundido con los óxidos metálicos solidifica en forma vítrea o amorfa y constituye la fase vitrificada y son por tanto vidrios desde el punto de vista estructural, mientras que el cuarzo el segundo componente mayoritario contribuye a formar la fase cristalina de las cerámicas.^{3,11}



En su estado mineral el *feldespato* es cristalino y opaco, con un color indefinido entre el gris y el rosa. Químicamente es un silicato de aluminio y potasio ($K_2O-Al_2O_3-6SiO_2$). Al ser calentado, se funde a 1300 °C, se hace vidrioso y, a menos que sea sobrecalentado, mantiene su forma sin redondearse, propiedad conveniente para mantener la forma durante la cocción.^{1,11,13}

En la naturaleza el *feldespato* no existe en su forma pura se halla en forma de una mezcla de feldespato potásico (ortosa; $K_2OAl_2O_3 \cdot 6SiO_2$) y feldespato sódico (albita; $Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$). Su proporción relativa en la masa de porcelana determinará la proporción existente entre el sodio y el potasio y, por tanto, la temperatura de fusión y la viscosidad.

El *feldespato* potásico se halla en la mayor parte de los sistemas cerámicos actuales debido a la translucidez que genera la porcelana cocida. Aumenta la viscosidad del vidrio fundido y, por tanto controla la fluidez de la porcelana durante la sinterización (así no se pierde la forma moldeada).¹

Los feldespatoïdes derivan de los *feldespatos* y el contenido en sílice es menor (como ejemplo tenemos la leucita; $K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$), esta aparece a ciertas temperaturas durante la fusión de los feldespatos y no suele aparecer como tal mineral en la naturaleza. La presencia de leucita es uno de los sistemas de incremento de la resistencia de las coronas de



cerámica sin metal. Las porcelanas que contienen mucha leucita son unas dos veces más resistentes que las que contienen cantidades menores.⁸

El hierro y la mica son impurezas que se encuentran dentro del *feldespato*. De estos es importante eliminar el hierro, ya que los óxidos metálicos actúan como fuertes agentes colorantes de la porcelana. El proceso se realiza triturando el feldespato y después de conseguir un polvo muy fino que es tamizado, este polvo se vibra a lo largo de planos inclinados con bordes magnetizados por inducción, así se elimina el hierro contaminante y el feldespato está listo para ser utilizado.^{11,13}

La *sílice* es el mineral más difundido de la corteza terrestre y por tanto muy abundante en la naturaleza es transparente, incoloro, brillante y muy duro. Tiene un elevado punto de fusión, un coeficiente de dilatación lineal muy pequeño y es muy estable químicamente pues apenas es atacado por los ácidos salvo el fluorhídrico. Sirve de estructura sobre los otros compuestos pueden acoplarse dando como resultado de la unión un material más resistente.³

La *alúmina* aumenta la viscosidad, la resistencia y la dureza y disminuye de forma importante el coeficiente de expansión térmica de la porcelana. Su forma natural de presentación es el corindón.



Los *óxidos* que actúan como fundentes son K_2O (óxido de potasio), Na_2O (óxido de sodio), o CaO (óxido de calcio) y se utilizan básicamente para disminuir la temperatura de fusión. Actúan rompiendo enlaces cruzados, pero si se rompe un número excesivo de ellos, el vidrio se puede desvitrificar o recristalizar (con ello se perderá resistencia y translucidez). El Na_2O presenta la ventaja que aumenta el CET, pero tiene el inconveniente que se está en exceso disminuye la dureza superficial de la porcelana, la hace menos resistente a la abrasión, aumenta su solubilidad en medio ácido y rompe demasiados enlaces (mayor riesgo de desvitrificación). Suele sustituirse por el K_2O ya que no presenta esos inconvenientes y, además una cierta proporción de él debe estar presente para que formen los cristales de leucita.^{13,14}

2) Porcelana aluminosa

En un intento de mejorar algunos de los más graves problemas que presentaban las porcelanas feldespáticas como su fragilidad, McLean y Huges modificaron las porcelanas anteriores añadiendo un 50% en volumen de alúmina (óxido de aluminio) fusionado en una matriz de vidrio de baja fusión, lo que constituía hasta ese momento el sistema reforzador más eficaz, tanto más cuanto mayor era la cantidad de alúmina incorporada. Los investigadores mencionados anteriormente 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.^{3,4,11}



Se obtiene así un material compuesto, en el que el material que funde primero por tener una temperatura de fusión inferior actúa como matriz, mientras que el óxido de aluminio, que tiene un elevado punto de fusión queda repartido por toda la masa del primero en forma de pequeñas partículas dispersas. Aunque la alúmina ya se utilizaba en las porcelanas de concepción más antigua, el cambio lo constituye no tanto la utilización del compuesto como el alto contenido que presenta éste tipo de porcelanas.¹³

La presencia de alúmina hace que el vidrio disminuya una de sus características propias, que sea menos quebradizo y disminuye el riesgo de desvitrificación proceso que consiste en una cristalización de la cerámica lo que la vuelve frágil y opaca por perder la estructura amorfa o vítrea. Este proceso también se puede producir por un elevado número de cocciones.¹³

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



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

Si se incorpora alúmina a una porcelana feldespática por encima de un 50% se obtiene una restauración poco estética, mate y muy resistente motivo por el cual en el desarrollo progresivo del material se ha combinado con otras porcelanas que aportan mejores propiedades ópticas para las capas más superficiales de la restauración dejando éste compuesto para las capas más internas.^{3,13}

Actualmente los núcleos de alúmina de alta resistencia están perfectamente establecidos y ha conducido a las cerámicas aluminosas de colado fraccionado. El material se conforma en una capa sólida sobre la superficie de un molde poroso (cofia) que succiona la fase líquida por medio de fuerzas capilares. Esta cofia de alúmina que tiene un tamaño de partícula de 0.5 a 3.5 μm (Micra o micrómetro 1mm= 1.000micras), es recubierto con porcelana de tipo aluminosa.

Tras el modelado se infunde vidrio de baja fusión de expansión térmica similar que se mezcla y difunde a través de la alúmina porosa por acción capilar produciendo una estructura de composición vitroalúmina muy densa.^{1,14}



3) Vitrocerámicas

La primera aplicación del vidrio colado en el campo de la Odontología fue en 1968 y fue diseñada por McCulloch. Su composición estaba hecha a partir de óxidos de litio, silicio y zinc, cuya cristalización era catalizada por fosfato metálico.

Se trata de coronas que no llevan ningún tipo de estructura metálica ni ninguna clase de alúmina, sino vidrio colado que, después de su tratamiento térmico, presentará una estructura parcialmente cristalizada.

Este cambio estructural se produce a través de un proceso de nucleación interna y crecimiento de los cristales. El proceso de conversión llamado ceramización está acompañado por un cambio moderado y controlado del volumen (ya que los cristales son más densos que el vidrio original). A través de la incorporación de esos agentes de nucleación se forma una dispersión uniforme de cristales muy pequeños, a menudo de $1\mu\text{m}$, quedando en menor proporción la fase vítrea. Como agentes nucleantes pueden utilizarse metales (cobre, oro o plata en muy bajas proporciones, del 0.001%¹³

Estas porcelanas se fabrican en estado vítreo, no cristalino y se convierten posteriormente al estado cristalino mediante tratamiento calórico. Como se explicó anteriormente 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.^{11,13}

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 presenta en distintas porciones 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 diversos en el seno del material, para obtener la coloración definitiva es necesario aplicar vidrio coloreado sobre su superficie.³

El material vitrocerámico se puede obtener por distintos métodos de procesado, se puede fundir, colar, inyectar y torneear.



CAPÍTULO III. CLASIFICACIÓN DE LA PORCELANA SEGÚN SU PUNTO DE FUSIÓN.

Porcelanas de temperatura de fusión alta, Entre 1289°C y 1390°C. Con ellas se realizan dientes prefabricados para prótesis removibles manufacturados en industrias especializadas.

Porcelanas de temperatura de fusión media, entre 1090°C y 1260°C. Especialmente usadas en coronas jacket cocidas sobre hojas de platino o sobre revestimiento.

Porcelanas de temperatura de fusión baja, entre 870°C y 1065°C. Son las más utilizadas y están indiadas en prótesis ceramometálica.

Porcelanas con una temperatura de fusión muy baja, entre 660°C y 870°C. Igualmente indicadas en las prótesis ceramometálicas (especialmente en aleaciones con un intervalo de fusión bajo, en inlays y onlays de cerámica, en los rebasados de hombros que presentan una ligera discrepancia marginal y, finalmente, en casos de fracturas de porcelana en prótesis ceramometálicas.¹³



La temperatura máxima que soportan no rebasa los 870°C, su contenido en leucita es bajo ($K_2O \ Al_2O_3 \ 4SiO_2$), debido a que aumenta la temperatura de fusión y el coeficiente de expansión térmica.

Debido al bajo contenido en leucita (sólo un 8%), este tipo de porcelanas presentan una menor capacidad de desgaste de la superficie del esmalte antagonista (un 70% menos que las cerámicas de baja fusión). También influyen en esa menor abrasividad tanto la homogeneidad de sus gránulos como su tamaño, que es de unas 10µm. Uno de los rasgos más destacados es su opalescencia que se consigue mediante cristales cuya microestructura dispersa la luz ultravioleta y se mantiene incluso tras varias cocciones. Tienen un grado de fluorescencia.¹³

Debido a su bajo contenido en leucita se glasea fácilmente obteniendo un alto grado de brillantez (la temperatura de glaseado es de 750°C). No es posible utilizar conjuntamente estas porcelanas con otros tipos de porcelana ya que tendría como resultado la aparición de grietas.¹⁴



CAPÍTULO IV. CLASIFICACIÓN DE LAS PORCELANAS DE ACUERDO A SU TÉCNICA DE ELABORACIÓN.

1) Coronas de porcelana construidas sobre metal.

La restauración metal-porcelana se compone de un colado o cofia de metal, que se ajusta a la preparación dentaria, más la cerámica fundida sobre ella (Fig.6).¹⁵

a) *Coronas metal – porcelana*

En una restauración de metal-cerámica la cofia de metal se cubre con tres capas de porcelana.

- Porcelana opaca. Esconde debajo el metal, inicia el desarrollo del color y juega un papel importante en el proceso de unión entre la cerámica y el metal.
- Porcelana dentinaria o cuerpo de la porcelana. Forma la masa de la restauración y proporciona la mayor parte del color.
- Porcelana del esmalte o incisal. Aporta translucidez a la restauración.⁴



Figura 6. Corona metal- porcelana¹⁵



b) *Coronas galvanizadas*

Galvanofормación

Este término fue propuesto por Rogers y Armstrong en 1961 para describir la fabricación de finas matrices de oro para incrustaciones coladas en aleaciones de alto contenido de oro. Mas adelante también se utilizó para confeccionar cofias de oro para coronas de porcelana. La técnica era peligrosa porque utilizaba una solución de cianuro. En 1991 Gramm sustituyó la solución electrolítica de cianuro por otra que era de sulfato de oro. Con ello es posible la obtención de restauraciones que pueden competir en estética y resistencia con otras restauraciones totalmente cerámicas o de metalporcelana.

Como ventajas la adaptación marginal es buena (15-20 μ m), el color amarillo se asemeja más al diente que el de las aleaciones más blanquecinas, se deja más espacio para la porcelana de recubrimiento, hay ausencia de microporosidades en la capa de oro, una resistencia superior a la de otras técnicas de hoja metálica.

La desventaja es la incierta unión de la porcelana a la matriz de oro, es una técnica delicada y una resistencia inferior a la de las coronas metal porcelana y a la de algunos sistemas totalmente cerámicos actuales.^{4,13}



2) Cerámicas sin soporte metálico

a) *Cerámicas cocidas sobre muñón refractario*

Estas porcelanas deben cocerse utilizando un revestimiento especial (que sea inerte químicamente). El procedimiento es el siguiente: una vez efectuado el duplicado del muñón con ese revestimiento, se le someterá a un tratamiento térmico. Sobre este muñón se procede a modelar la porcelana que, posteriormente, se cocerá. Una vez enfriada se elimina el revestimiento mediante arenado de partículas de corindón o, también de plástico.

La más representativa de ellas es la corona Optec-HSP. Se trata de una corona de cerámica feldespática reforzada por dispersión cristalina (leucita) 50.6%. La resistencia a la flexión es de 105-167MPa (Mega Pascal; se encuentra cuando se valora la resistencia tensil, compresiva o adhesiva de una unión); esta resistencia moderada obliga a restringir su uso a incrustaciones, carillas o coronas que no estén sometidas a importantes cargas oclusales.

La corona Hi-CERAM, fue lanzada por Vita. Se trata de una porcelana reforzada por dispersión de cristales de alúmina y se realiza sobre un muñón refractario. Su contenido en alúmina es de 64 a 68%.

Se realiza una cofia o núcleo duro con es porcelana rica en alúmina y cuyo grosor debe ser como mínimo de 0.5mm para dientes anteriores y



de 0.8mm para posteriores; una vez confeccionada la cofia, su adaptación al muñón es tal que éste debe ser eliminado mediante arenado. Sobre la cofia se modelará la corona con cerámica de recubrimiento convencional. No precisa de un equipo especial pero son necesarias más etapas si se compara con otros sistemas.

Presenta una escasa contracción y gran estabilidad. Desde el punto de vista estético no es de las mejores puesto que su translucidez es poca. La resistencia a la flexión se sitúa en los 128-182MPa y la discrepancia marginal está en 28µm de promedio. Dado que tanto la resistencia como la dureza o la estética son bastante inferiores han pasado a segundo plano estas coronas.

b) Coronas vitrocerámicas coladas mediante la técnica de la cera perdida.

La corona Dicor está compuesta por un 55-65% de óxido de silicio, un 14-19% de óxido de magnesio, un 10-18% de óxido potásico, un 4-9% de fluoruro magnésico y un 0-2% de óxido de aluminio. A todo ello se le añaden trazas de óxido de zirconio y algunos agentes fluorescentes ya que este mejora la fluidez del vidrio durante la fusión así como su colabilidad. El tratamiento térmico al que será sometida transforma alrededor del 55% del vidrio en estructura cristalina lo que aumenta la resistencia mecánica aunque reducirá de forma notable la translucidez.



La ceramización tiene lugar cuando se somete el vidrio a una temperatura de 1.075°C durante 6 horas, luego se deja enfriar y se desbasta. La contracción que se produce durante la cristalización o ceramización es del 1.6%, un valor elevado que obliga a utilizar revestimientos de alta expansión, poner tres capas de espaciador y, aún así, con frecuencia es necesario retocar por dentro la corona para que ésta entre en el muñón. Todo ello se traduce en una dificultad para conseguir una buena adaptación marginal (la discrepancia se sitúa en las $80\ \mu\text{m}$, aunque otros estudios dan valores inferiores, que van de las 30 a las $60\ \mu\text{m}$).

Las indicaciones para las cerámicas vítreas Dicor son los inlays, las carillas y las coronas de dientes anteriores. Otra indicación es la corona en dientes posteriores sometida a una carga de baja a media. Una gran ventaja de Dicor es que el material es poco abrasivo con los antagonistas.

Esto se atribuye a que los cristales son muy pequeños ($1-4\ \mu\text{m}$). La ventaja se pierde si la corona se pinta y se caracteriza con cerámica feldespática.⁴

Por una alta tasa de fracasos en las regiones posteriores se llevó a la reducción de la utilización de este producto.¹¹

La Cerapearl es una cerámica vítrea colable, la microestructura de esta cerámica contenía $\text{CaP}_2\text{O}_5\text{SiO}_5$, un cristal similar a la hidroxiapatita del esmalte. Este sistema salió del mercado porque no se obtuvieron resultados favorables.



c) Coronas cerámicas coladas por inyección a presión

En 1983 se presentó la cerámica CERESTORE, se trata de una porcelana reforzada por dispersión de cristales aluminico-magnésicos que se caracterizaba por la ausencia de contracción. Se fabricaba un núcleo mediante la técnica de cera perdida. Una pasta termoplástico que estaba constituida por alúmina (65-70%), resina siliconada, magnesio de vidrio y plastificante orgánicos era inyectada en el interior del molde. Posteriormente se cocía a una temperatura de 1.315°C.

Sobre el núcleo se acababa de construir la corona con cerámica convencional . La microestructura finalmente obtenida era básicamente cristalina, pero este hecho no redundaba en un gran aumento de resistencia a la flexión que era de (90-130MPa). La discrepancia marginal se situaba entre 20-25µm. Era muy opaca, la translucidez baja por lo que salio del mercado en 1987. La porcelana que la sustituyo fue la All-Ceram que presentaba una mayor resistencia a la flexión (160-240MPa).¹³

La cerámica feldespática reforzada con cristales de leucita (**IPS Empress**), la cerámica de vidrio de disilicato de litio (**IPS Empress 2**), y la cerámica de disilicato de litio (**E-max press**), objeto de estudio de la presente tesina y que también se elaboran con esta técnica se analizarán más adelante.

d) Coronas reforzadas por infiltración vítrea



Cerámica de óxido de aluminio infiltrada con vidrio (In-Ceram). La cerámica de óxido de aluminio sinterizada infiltrada con vidrio posee unos valores de resistencia a la flexión excelente. Se emplea una corona In-Ceram para hacer coronas de dientes individuales en los dientes anteriores y posteriores. Según el fabricante, si las cargas masticatorias son bajas, es posible hacer prótesis fija de tres unidades en el sector anterior.

La masa pastosa de óxido de aluminio se coloca en muñón refractario absorbente y a continuación es cocida o bien embarrada con la lechada para conseguir un sinterizado de partículas. El núcleo de cerámica ligeramente sinterizado se infiltra con vidrio durante 4 horas a 1.100°C, para eliminar la porosidad y reforzar dicho núcleo. El proceso de sinterizado provoca sólo una adhesión entre partículas en pequeñas zonas, por lo que la contracción es pequeña. Como consecuencia, el ajuste de los márgenes y el asentamiento de la restauración son excelentes.^{8,13}

e) *Sistemas CAD/CAM*

La tecnología CAD/CAM consiste en la fabricación de objetos asistida por ordenador. Es utilizada en muchos ámbitos. Hay muchos sistemas CAD/CAM pero los más utilizados y representativos a nivel odontológico son el sistema CEREC y el sistema Procera-Allceram.



El objetivo de estos sistemas es múltiple:

- Evitar las distorsiones inherentes al proceso de elaboración tradicional (tanto en el encerado como en el colado).
- Ganar tiempo (ya que se suprimen fases en la elaboración de restauraciones).
- Conseguir restauraciones altamente precisas y altamente resistentes.

Con estos sistemas la toma de impresión y el vaciado del modelo son remplazados por la captación de imágenes, mientras que el encerado es sustituido por el CAD, que generará una imagen tridimensional del muñón, será un muñón virtual.

Se ha visto en varios estudios que la precisión marginal de estos sistemas se sitúa entre las 50 y las 75 μ m por término medio (aunque también se han obtenido valores de 150 μ m). Estos datos muestran que, en este sentido, pueden ser competitivos con los demás sistemas de confección de restauraciones totalmente cerámicas. El gran inconveniente que presentan es que el equipo es muy costoso.

Debido a que el tema es actualización del Disilicato de litio y sus aplicaciones clínicas, comencare por describir al precursor de este



material que fue una cerámica vítrea reforzada con leucita al cual llamó
IPS Empress la casa comercial Ivoclar Vivadent.



CAPÍTULO V. CERÁMICA VÍTREA REFORZADA CON CRISTALES DE LEUCITA (IPS EMPRESS).

1) Composición

El material restaurador se compone de pastillas de cerámica vitrificada parcialmente, preceramizadas por el fabricante y procesadas en el laboratorio.

Está compuesta por un 63% de SiO_2 (dióxido de silicio), un 17.7% de Al_2O_3 (alúmina), un 11.2% de K_2O (óxido de potasio), un 4.6% de Na_2O (óxido de sodio), y menos del 1% otros componentes.

Consiste básicamente, en una cerámica feldespática reforzada con cristales de leucita, lo que previene la propagación de microfracturas que podrían expandirse por la matriz vítrea¹ (Fig.7)¹⁶.

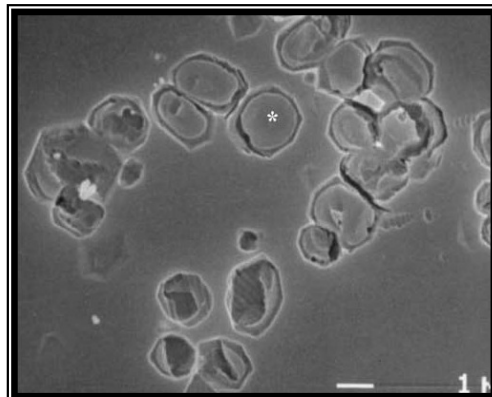


Figura 7. * Cristal de leucita visto en una microfotografía.¹⁶



2) Indicaciones

- Carillas. Se requería una profundidad en vestibular de 0.8mm y una reducción del borde incisal de 1.5mm a 2.0mm.

- Inlays. Ángulo cavosuperficial en 90° sin bisel, profundidad de la caja oclusal de un mínimo 1,5mm, anchura del istmos de un mínimo de 1,5mm.

- Onlays. Desgaste en cúspides de trabajo de 2,0mm, hombro 1mm, profundidad de la caja oclusal de 1,5 a 2,0mm, anchura de los istmos de un mínimo de 1,5mm, ángulo cavo-superficial en 90°.

- Coronas para dientes anteriores. 1,5 a 2,0 mm de reducción incisal, 1,5mm de reducción axioproximal, hombro cervical uniforme con reducción de 1,0 a 1,2mm.

- Coronas para molares. 1,0 a 1,5mm de reducción vestibular, 1,0 a 1,5mm de reducción palatina, 1,5mm de reducción axioproximal, hombro cervical uniforme con reducción de 1,0 a 1,2mm.

3) Contraindicaciones

- Cavidades conservadoras
- Dientes jóvenes
- Pacientes con mala higiene



- Hábitos parafuncionales
- Pacientes con interferencias oclusales
- Imposibilidad de aislamiento absoluto o de un control adecuado de la humedad bucal.¹⁷

4) Ventajas

- Translucidez adecuada
- Mayor estética

5) Desventajas

- Mayor desgaste al preparar al diente
- Coste elevado
- Reparación difícil
- Equipo para su fabricación especial^{17,19}

6) Técnica de elaboración

La técnica de la porcelana inyectada a presión fue presentada en 1936 por Seelfelder y se utilizaba para la fabricación de prótesis completas de porcelana. En 1990 a partir de los trabajos de Schärer y Wohlwend, Ivoclar presentó este nuevo tipo de cerámica.^{13,19}



1. Se moldea primeramente en cera especial para el sistema, la restauración con sus características morfológicas y funcionales.
2. Se pone en revestimiento aglutinado por fosfato. El cilindro se calienta en el horno hasta los 850°C, se evapora la cera en el horno. Una vez completado el ciclo de evaporación de cera el anillo se lleva al horno especial (EP 500lvoclar).
3. Se sube la temperatura hasta 1.150°C para la técnica de capas y a 1180° para la técnica de estratificación (estas se explican más adelante), y se inyecta la cerámica en el interior del cilindro. Cumpliendo el ciclo de 30 minutos se saca el anillo y se deja enfriar a temperatura ambiente para proceder a limpiar la restauración.

Con esta técnica de inyección a presión aumenta la resistencia, no solo porque disminuye la microporosidad sino porque también da lugar a una distribución más uniforme de los cristales de leucita en el interior de la matriz vítrea. (74-126 MPa tras el colado). Las cocciones repetidas actúan a modo de tratamiento térmico aumentando el contenido de leucita, lo que dará una mejor resistencia (160-182MPa), cuando se realiza el recubrimiento por capas.^{13,20,21}

Hay dos formas de obtener el color deseado: Mediante maquillaje superficial que luego se recubrirá con porcelana para glaseado (el grosor del mismo será de 50-60µm) o mediante la técnica de capas.



En este último caso, una vez que se ha modelado la corona en cera, se elimina la cantidad de cera necesaria para conseguir el grosor de porcelana de recubrimiento que dé el color y la translucidez deseada (la cofia deberá tener al menos 0.8mm de grosor). El patrón de cera será colado siguiendo el mismo procedimiento y luego se pintará el maquillaje y se recubrirá con porcelana de esmalte. La técnica de maquillaje superficial es la utilizada en inlays, onlays y carillas. La técnica de capas es la preferida para coronas (sobre todo a nivel anterior) ya que hay mayores exigencias estéticas y nos permite conseguir el color desde las capas profundas.^{13,20}

7) Caso Clínico

Caso Clínico cortesía de la Casa Comercial Ivoclar-Vivadent²².

Paciente masculino de 38 años con unas restauraciones de composite pigmentadas, antiestéticas de canino a canino. Se indica la colocación de carillas de porcelana de IPS Empress (Fig. 1) ²².



Figura 1. Foto inicial.²²



Al inicio del tratamiento se toma el color. Se realiza la preparación para las carillas de acuerdo a las indicaciones antes mencionadas (Fig.2) ²².



Figura 2. Preparación dentaria para carillas.²²

Se toma la impresión con silicona de adición. Al paciente se le coló el provisional que fueron carillas de composite, para su adhesión se utiliza el cemento dual pero no se usa ácido grabador en el diente.

Se comprueba que el color de las restauraciones y la adaptación marginal sean correctos (Fig.3) ²².

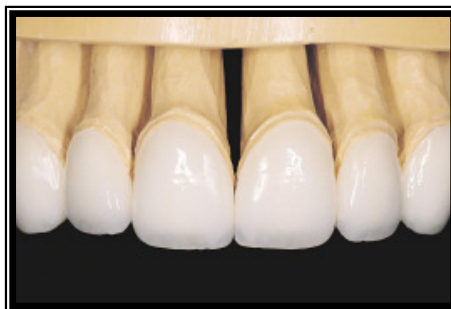


Figura 3. Prueba en el modelo.²²

Cementación Adhesiva usando Variolink II /Syntac.



En la preparación se graba con ácido fosfórico 10 segundos en dentina, y 30 segundos en esmalte (Fig.4) ²². Se elimina con agua y se seca con un chorro de aire. Se coloca el Primer en la dentina 15 segundos a continuación se seca minuciosamente con un chorro de aire. Se coloca el adhesivo 10 segundos y se seca con un chorro de aire. Se recubre las superficies del esmalte y dentina con Heliobond que es un agente de unión entre el diente y la restauración.

En la restauración se graba con ácido fluorhídrico durante 1 minuto, se enjuaga con bicarbonato para neutralizar, se seca y se aplica el silano en las caras internas de la restauración durante 1 minuto y secar con aire, después se aplica el Heliobond y se protege de la luz hasta que la restauración esté asentada.

Después se coloca el cemento dual, en la restauración y en el diente preparado y se fotocura la corona desde todos los ángulos.



Figura 4. Grabado con ácido fosfórico.²²



El acabado y pulido: Los ajustes oclusales se realizan utilizando diamantes finos, el pulido se realiza con instrumental de pulido cerámico.



Figura 5.Después del tratamiento.²²



CAPÍTULO VI. DISILICATO DE LITIO (IPS EMPRESS 2)

Las pruebas de fatiga indican que IPS Empress es menos susceptible a la fatiga y soporta una mayor tensión a los 12 años que la porcelana feldespática. Sin embargo presenta una resistencia a la compresión menor que las coronas de metal-cerámica o las coronas In Ceram.^{1,13}

En cuanto a la resistencia a la flexión mostró una menor resistencia a la fractura que las cerámicas reforzadas con óxido de aluminio.^{20,21,23}

En el sector en donde se reportan más fracasos es en el posterior (Fig.8)²⁴ debido a esto se crea una versión que mejoraba este sistema es el disilicato de litio (IPS Empress 2)¹⁸, la resistencia es de a 365 MPa.

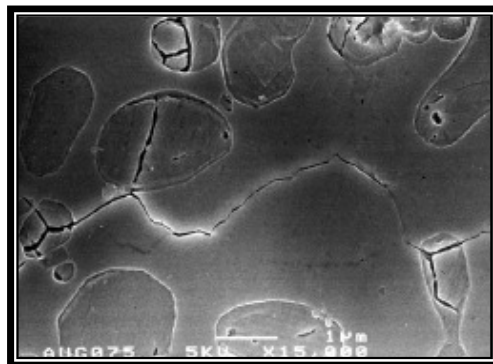


Figura 8. Propagación de la fractura en el cristal y en la matriz vitrificada²⁴

Además de que se pretendía utilizar el sistema de inyección para realizar prótesis fija.⁹

El Disilicato de litio, (IPS Empress 2) consta de dos porcelanas: Una cerámica feldespática de alta resistencia, inyectada a presión, para la



confección de la cofia de la corona o de la estructura interna de la prótesis; y otra cerámica feldespática de muy baja fusión para realizar el recubrimiento de la cofia mediante la técnica de capas.

1) Composición

La composición de la cerámica del núcleo duro es la siguiente: Un 60% a 75% óxido de sílice, un 11-19% de óxido de litio, un 0-5% de óxido de aluminio y, el resto, óxidos de fósforo, potasio, sodio, calcio y flúor. Tras el tratamiento térmico se obtiene una porcelana cuyo contenido en cristales alcanza el 60%. En ella, se pueden distinguir dos fases, una formada por cristales de disilicato de litio ($0.5-5\mu\text{m}$) y, otra formada por cristales de ortofosfato de litio ($0.1-0.3\mu\text{m}$)¹³(Fig.9)¹⁶.

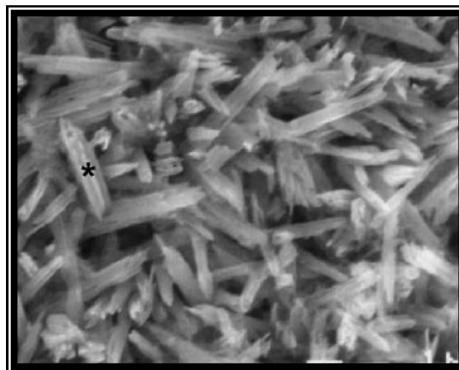


figura 9. * Microfotografía de cristales de disilicato de litio.¹⁶



2) Indicaciones

Carillas. Preparación sin implicar los bordes incisales (sólo reducción labial): La profundidad de preparación en el área labial.

- deberá ser de al menos 0.6mm. Reducción de preparación del borde incisal (reducción labial/ incisal): La profundidad de preparación del área cervical y labial deberá ser de al menos 0.6mm. El borde incisal se debe reducir en 0.7mm.

- Onlay. Desgaste en cúspides de trabajo de 2,0mm, hombro 1mm, profundidad de la caja oclusal de 1,5 a 2,0mm, anchura de los istmos de un mínimo de 1,5mm, ángulo cavo-superficial en 90°.

- Inlays. Ángulo cavosuperficial en 90° sin bisel, profundidad de la caja oclusal de un mínimo 1,5mm, anchura del istmos de un mínimo de 1,5mm.

- Coronas anteriores y posteriores. La preparación clínica de los pilares precisa de una reducción axial de 1.5mm, de una reducción incisal u oclusal de 2mm y realizar un chaflán de 1mm de profundidad.

- Prótesis fija de 3 unidades anteriores.

- Prótesis fija de 3 unidades posteriores (el pilar distal sea el segundo premolar y el tramo edéntulo no supere los 9mm de



longitud en el sector anterior y los 11mm en zona de premolares.)^{13,18,21}

3) Contraindicaciones

- Pacientes con mala higiene
- Hábitos parafuncionales
- Pacientes con interferencias oclusales

4) Ventajas

- Estética muy buena
- Translucidez optima

5) Desventajas

- En Prótesis fija las condiciones de uso son muy estrictas.
- Costo elevado
- Equipo especial para su fabricación

6) Técnica de elaboración

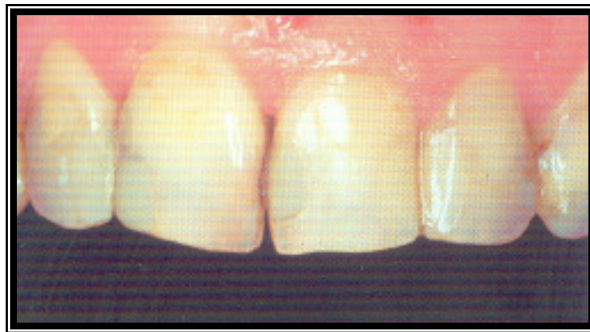
La técnica de elaboración de las restauraciones es muy similar a la de IPS Empress; la diferencia radica en:

- Material de revestimiento diferente.



- Temperatura de inyección 920° C.
- Aplicación cerámica de estratificación 800° C.
- Duración de la inyección 5 a 17 minutos.
- La técnica de maquillaje se realiza igual.

7) Ejemplificación del uso de Disilicato de litio (IPS Empress 2).



Antes



Después



CAPÍTULO VII. DISILICATO DE LITIO (IPS E-MAX PRESS)

Disilicato de litio (IPS E.max Press) son pastillas de disilicato de litio para la técnica de inyección a presión. El proceso de fabricación produce pastillas totalmente homogéneas en distintos grados de opacidad. La resistencia se aumentó a 400 MPa.^{21,25}

1) Composición

Óxido de sílice SiO_2 > 57 % en peso, un 11-19% de óxido de litio, un 0-5% de óxido de aluminio y, el resto, óxidos de fósforo, potasio, sodio²⁵ (Fig. 10)¹⁶.



Figura 10. Microfotografía de cristales de disilicato de litio.¹⁶

2) Indicaciones

- Coronas anteriores y posteriores. Reduzca la forma anatómica uniformemente y tenga en cuenta los grosores mínimos

estipulados. Prepare un hombro circular con bordes internos redondeados o un bisel con un ángulo de aprox. 10-30°. El ancho del hombro circular/ bisel es de aprox. 1mm. Reduzca el tercio coronal – áreas incisales u oclusales- en aprox. 2mm. Para las coronas anteriores, la parte vestibular y palatino/lingual del diente se debe reducir en aprox. 1.5mm²¹(Fig. 11) ²⁵.

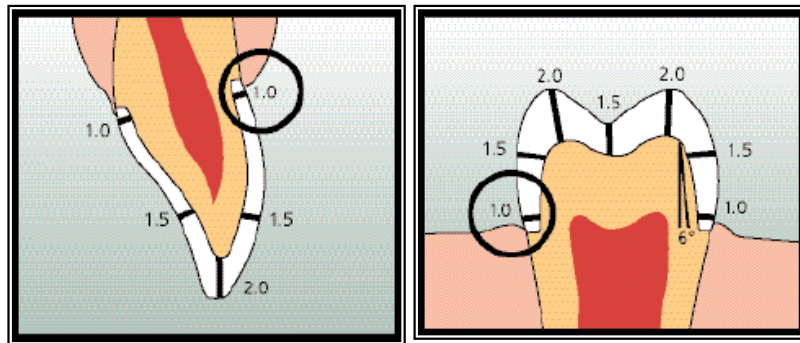


Figura 11. Preparación dental²⁵

- Prótesis fija de 3 unidades en el sector anterior.

El ancho de púntico máximo aceptable depende de la posición, tamaño y estado de los dientes, así como de la posición del apoyo dentro del arco dental. Las mediciones para determinar el ancho del púntico de la prótesis fija se deberían realizar sobre el diente sin preparar.

En la zona de anteriores (hasta el canino), el ancho del púntico de la prótesis fija no deberá exceder de 11mm (Fig.12) ²⁵.

En la zona de los premolares (desde el canino hasta el segundo premolar), el ancho del pónico del puente no deberá exceder los 9mm.^{13,25}

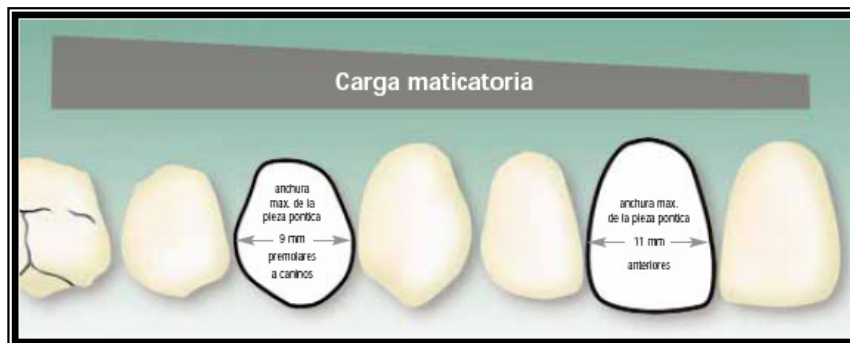


Figura 12. Ancho de los pónicos.²⁵

- Prótesis fija de 3 unidades hasta el segundo premolar como pieza pilar
- Carillas. Los márgenes de preparación incisal no deben situarse en el área de las superficies de abrasión. Preparación sin implicar los bordes incisales (sólo reducción labial): La profundidad de preparación en el área labial deberá ser de al menos 0.6mm.
- Inyección sobre coronas individuales de galvano.
- Supraestructuras de implantes para tratamientos individuales. sector anterior y posterior.
- Supraestructuras de implantes para prótesis fija de 3 unidades hasta el segundo premolar como pieza pilar.²⁵

3) Contraindicaciones

- Prótesis fija posteriores con el primer molar como pieza pónica



- Prótesis fija de 4 o más elementos
- Puentes inlay
- Preparaciones muy subgingivales (cementación adhesiva)
- Pacientes con una dentición residual muy reducida
- Bruxismo²⁵

4) Ventajas

- Estética muy buena
- Translucidez excelente
- Prótesis fija anteriores y posteriores con más estética

5) Desventajas

- Costo elevado
- Equipo para su fabricación especial
- Fractura en las prótesis fija en posteriores si no se respetan los lineamientos.

6) Técnica de elaboración

Preparación del modelo y del muñón

Se prepara como base de trabajo un modelo individualizado. Se recomienda aplicar un sellador para endurecer la superficie y proteger el muñón de yeso. La aplicación del sellador no puede producir un aumento volumétrico del muñón de yeso.



- Seguidamente se aplica la laca espaciadora
- En coronas individuales la laca espaciadora se aplica en dos capas hasta 1mm como máximo del borde de la preparación.
- En las reconstrucciones de prótesis fija también se aplican dos capas (Fig.13) ²⁵.



Figura 13. Aplicar la laca espaciadora en dos capas.²⁵

Modelado

El modelado puede variar en función del espacio disponible. No obstante, debe proporcionar soporte para la forma y las cúspides, se trata de lograr un grosor homogéneo en la capa de la cerámica de recubrimiento (Fig.14) ²⁵.

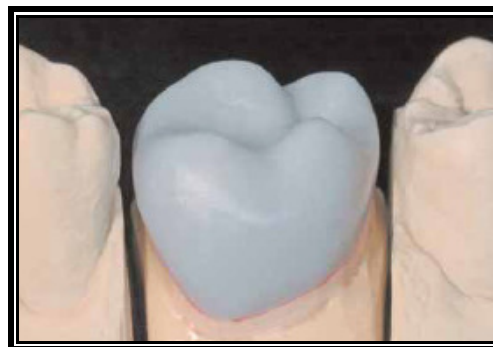


Figura 14. Modelado de la prótesis.²⁵



Si se dispone de espacio suficiente, la pieza modelada se reduce por vestibular, así como por palatino o lingual. Es decir, el espacio que después de la inyección se reconstruirá con material de capas. Es necesario mantener la relación entre el grosor de la estructura (mín. 0,8 mm) y el material de recubrimiento.

Colocación de los canales de inyección

Colocar los canales de inyección siempre en la dirección de flujo de la cerámica y en el punto más grueso, de forma que se consiga que la cerámica viscosa fluya sin interferencias(Fig.15)²⁵.



Figura 15. Canales de inyección.²⁵

Los canales de inyección se colocan en la dirección del muñón de revestimiento (prolongación imaginaria del muñón de revestimiento). La longitud total entre canal de inyección y pieza no debe ser superior a 15–16 mm. Respetar el ángulo de 45°–60°.



Si se observa una corona desde interproximal, la cara más larga de la pieza (con frecuencia la cara bucal) está colocada en dirección al exterior del cilindro (Fig.16).

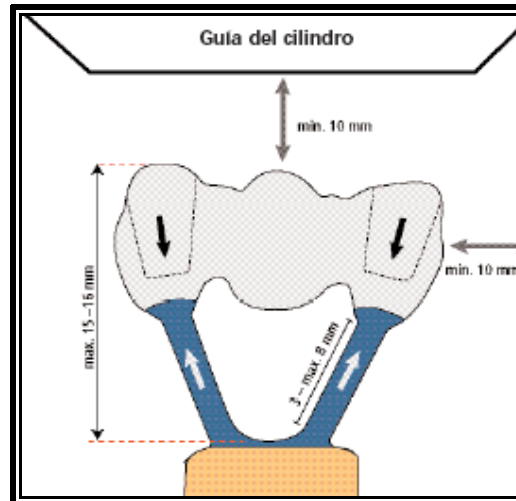


Figura 16. Medidas correctas para la colocación de los canales de inyección.²⁵

Colocación del revestimiento

El cilindro de silicona debe encajar bien sobre la base del cilindro, seguidamente llenar el cilindro con revestimiento hasta la marca.

Dejar que el revestimiento fragüe(Fig.17) ²⁵.



Figura 17. Colocación del revestimiento.²⁵

Inyección

Antes del proceso de inyección se tiene que efectuar el ciclo de precalentamiento y después extraer el cilindro del horno. La duración de este procedimiento debe ser de máximo 1 minuto para que el cilindro no se enfríe demasiado.

Introducir la pastilla fría de IPS E.max en el cilindro de revestimiento caliente con la marca de color hacia arriba (Fig. 18) ²⁵.



Figura 18. Introducción de la pastilla en el cilindro de revestimiento.²⁵



Después se coloca el cilindro en el horno para que se efectuó el proceso de la inyección que dura aproximadamente 15 minutos; los parámetros de temperatura varían según el horno que se este utilizando y el tamaño del cilindro²¹. Con el horno EP500 de Ivoclar-Vivadent se tiene una temperatura inicial de 700°C y una final de 915°C.

Una vez finalizado este proceso se deja enfriar a temperatura ambiente.

Eliminación del revestimiento

La eliminación gruesa del revestimiento se realiza con perlas de brillo a 4 Bar de presión hasta hacer visible la pieza inyectada, y luego a 2 Bar de presión para eliminar completamente el revestimiento²¹(Fig.20) ²⁵.

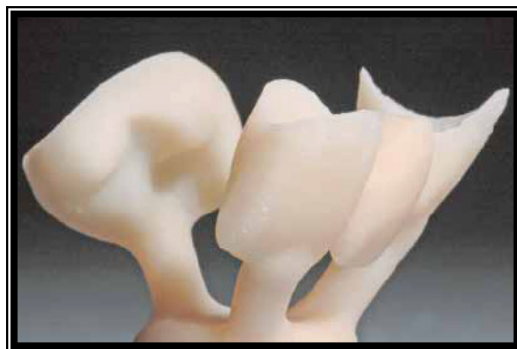


Figura 20. Piezas inyectadas libres de revestimiento.²⁵

Eliminación de la capa de reacción

Una vez retirado el revestimiento se elimina la capa de reacción originada durante el proceso de inyección.



Esto se realiza introduciendo la pieza inyectada en un líquido especial que se encuentra dentro del estuche de trabajo que contiene < 1% de ácido fluorhídrico; durante mínimo 10 minutos y máximo 30 minutos en el ultrasonido. Seguidamente lavar con agua corriente y secar con aire.

Acabado

Los ajustes de las estructuras inyectadas de disilicato de litio (IPS e.max Press) deben reducirse al mínimo, separar los canales de inyección con un fino disco de diamante (Fig. 21) ²⁵.



Figura 21. Se eliminaron los canales de inyección.²⁵

Se puede utilizar el siguiente producto de la casa comercial Ivoclar-Vivadent (IPS Natural Die) para imitar el color del diente preparado. Este material es fotopolimerizable (Fig.22).

Se rellena totalmente la cavidad y se introduce el porta muñones y se polimeriza durante 60 segundos.²⁵



figura 22. Prótesis fotopolimerizada.

También se puede utilizar la técnica de capas para la elaboración de las restauraciones. Este proceso necesita varias cocciones y finalmente el maquillaje y el glaseado (Fig.23) ²⁵.



Figura 23. Restauración IPS E.max press maquillada y glaseada.²⁵



7) Ejemplificación del uso de disilicato de litio (IPS E-max press).

Fotos tomadas del manual de Ivoclar-Vivadent (IPS E-max press).²⁵



Antes



Después



CAPÍTULO VIII. DISILICATO DE LITIO (IPS E-MAX CAD)

El disilicato de litio también se puede elaborar con la técnica CAD-CAM.



Figura 24. Bloque de IPS E-max.²⁶

La resistencia del material es de 130 MPa en la fase intermedia. Después de tallar los bloques de IPS e.max CAD se realiza la cristalización de la restauración en un horno de cerámica (Fig. 24) ²⁶.

El proceso de cristalización es sencillo de realizar y tiene una duración de 35 minutos.

El proceso de cristalización a 850°C origina una transformación de la microestructura, durante la cual los cristales de disilicato de litio crecen de forma controlada. La contracción vinculada a este proceso de aprox. 0,2%



se ha introducido en el Software correspondiente y por lo tanto durante el proceso de tallado lo tiene en consideración.

La transformación de la microestructura produce las propiedades físicas finales tales como la resistencia de 360MPa y las propiedades óptimas como el color, la translucidez y la luminosidad.²⁶

1) Composición

Óxido de sílice > 57 % en peso y otros componentes como óxido de potasio, óxido de litio, óxido de aluminio, fósforo, sodio, calcio (Fig.25)²⁶.

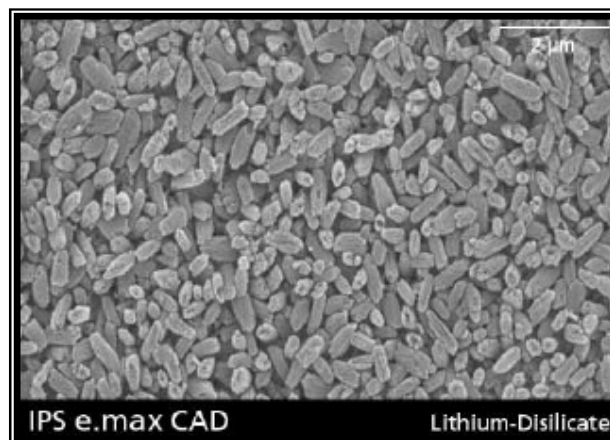


Figura 25. Microfotografía del disilicato de litio.²⁶

2) Indicaciones

Para realizar las preparaciones se toman las mismas medidas que para el E-max press.

- Coronas anteriores y premolares



- Carillas
- Inlay
- Onlay
- Prótesis fija de tres unidades anteriores
- Prótesis fija de tres unidades posteriores (máximo el primer molar como último pilar).²⁶

3) Contraindicaciones

- Preparaciones muy subgingivales (cementación adhesiva)
- Pacientes con dentición muy reducida
- Bruxismo
- No alcanzar el grosor mínimo de los conectores

4) Ventajas

- Mayor rapidez al hacer la restauración
- Translucidez adecuada
- Estética óptima

5) Desventajas

- Costo elevado
- Equipo de elaboración muy costoso²⁶



6) Técnica de elaboración

Preparación del modelo y del muñón

Se prepara como base de trabajo un modelo individualizado. Seguir las indicaciones del fabricante del sistema CAD/CAM correspondiente sobre el tipo de yeso a utilizar.(Fig.26) ²⁶



Figura 26. Modelo para CAD-CAM²⁶

Proceso de preparación CAD/CAM

Puesto que durante la cristalización de disilicato de litio (IPS E.max CAD) se produce una compactación del 0,2%, este factor se ha tenido en cuenta en cada uno de los softwares. Con ello se garantiza que las restauraciones talladas de IPS e.max CAD presenten un perfecto ajuste después de la cristalización. Consultar en las instrucciones de uso o en los manuales de los respectivos sistemas CAD/CAM las fases de trabajo para la elaboración de la restauración. Es imprescindible tener en cuenta las instrucciones del fabricante (Fig.27,28,29,).

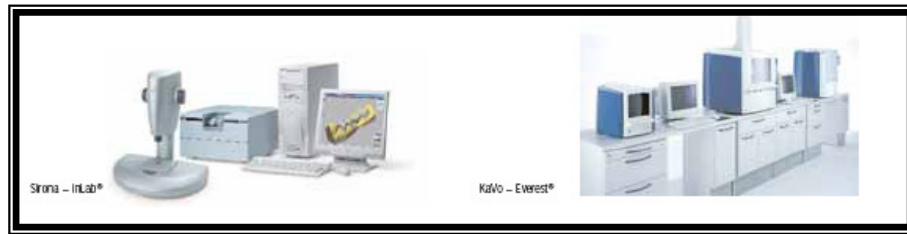


Figura 27. Máquinas para CAD-CAM²⁶



Figura 28. Estructura IPS E.max CAD tallada²⁶



Figura 29. Repasar los bordes con pulidores adecuados.²⁶



Cristalización

Se utiliza una pasta auxiliar para fijar la restauración sobre la plataforma de cocción.

Después del proceso de cristalización dejar que la restauración enfríe a temperatura ambiente, antes de proseguir la manipulación²⁶ (Fig.30, 31).



Figura 30. Colocar la restauración sobre la plataforma de cocción silicio-nitruro, se introduce la plataforma en el horno e iniciar el programa de cristalización.²⁶



Figura 31. Estructura de disilicato de litio para CAD-CAM (IPS E.max CAD) después de 35 minutos de cristalización.²⁶



Preparación para el blindaje

Una vez enfriada la restauración IPS e.max CAD a temperatura ambiente, proceder como sigue:

Se retira la pasta de la restauración, se eliminan los posibles restos con ultrasonido en baño de agua y / o con vapor.²⁶



Figura 32. Estructura IPS e.max CAD terminada.²⁶

Se puede utilizar la técnica de estratificación para colocar la cerámica.



Figura 33. Restauración terminada²².



CONCLUSIONES

Cuando los requerimientos que se tienen en clínica superan las propiedades de los materiales, las casas comerciales lanzan nuevos productos o mejoran los existentes. En este caso la porcelana feldespática reforzada con leucita (IPS Empress), fue sustituida por disilicato de litio (IPS Empress 2) que tiene mejores propiedades en su resistencia, en el primer caso era de 180MPa a 400MPa.^{19,27,28}

La búsqueda de la estética y la aplicación de la técnica de elaboración llevaron a aplicarla en restauraciones en el sector posterior en prótesis fija de varias unidades, pero el IPS Empress 2 tiene desventajas para este uso ya que sus condiciones para utilizarlas son muy estrictas y se reportan muchos fracasos. Sin embargo en el sector anterior a dado buenos resultados por su translucidez adecuada que es la mayor propiedad de este material.

Con el lanzamiento del IPS E-max press, sucesor del IPS Empress 2 en el cual se aumentaron sus aplicaciones, ya que ahora nos proporciona mayor opacidad y se puede utilizar sobre metal. Además conserva su principal beneficio que es la translucidez.

Con la nueva forma de elaboración mediante CAD-CAM se pretende ahorrar tiempo de laboratorio lo cual es una gran ventaja de este sistema. Sin embargo en prótesis fija se tiene que ser cauteloso al seleccionar este producto por que los reportes de la literatura no ofrecen mayores expectativas ya que la resistencia, la fuerza a la fractura, módulo de elasticidad y la dureza no son significativamente superiores a los valores obtenidos en el IPS Empress2.^{24,29,30}



FUENTES DE INFORMACIÓN.

1. Bottino MA. Estética en rehabilitación oral metal free.1ª.ed.Brasil: Editorial Artes Médicas Ltda, 2000. Pp. 125-164,232-264.

2. Ring E. Historia Ilustrada de la Odontología.1ª.ed. Barcelona:Editorial Doyma, 1985.Pp.180,181,190,204,245.

3. Álvarez Ma, Peña JM, González IR, Olay MS. Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. RCOE 2003; 8(5): 525-546.

4. Shillingburg HT. Fundamentals Of Fixed Prosthodontics.3ª. ed. España: Editorial Quintessence SL, 2002.Pp433-455.

5. Schmidseder J. Atlas de Odontología Estética.2ª.ed. Barcelona: Editorial Masson, 1999. Pp4-6,163-199.

6. www.galegroup.com. Imagen de personajes de nuestra historia.

7. www.selecciones.com.mx. Imagen para ilustrar personas sonriendo.



- 8.** Ciro A. Diccionario Odontológico.4ª.ed. Argentina: Editorial Masson, 1982. Pp 175,880.

- 9.** Jablonski S. Diccionario Ilustrado de Odontología.1ª.ed. Argentina: Editorial Panamericana, 1992.Pp 242,931.

- 10.** Cova JL. Biomateriales Dentales. 1ª. ed. Colombia:Editorial Amolca, 2004.Pp 347-357.

- 11.** Craig RG. Materiales de Odontología Restauradora. 10ª.ed.Madrid: Editorial Harcourt, 1998.Pp 467,482.

- 12.** www.economía.gob.mx. Imagen de feldespatos,sílice,alúmina, caolín.

- 13.** Mallat DE. Fundamentos de la estética bucal en el grupo anterior.1ª. ed. España: Editorial Quintessence, S.L,2001.Pp 155-187.

- 14.** Bernard Gn, Smith PW, Brown D. Utilización Clínica de los materiales dentales.2ª.ed.España:Editorial Masson,1996. Pp.245-250.



15. [www. Paginasprodigy.com](http://www.Paginasprodigy.com). Imágen de corona metal-porcelana.

16. Alvaro D, Mecholsky J, Anusavice K. Fracture behavior of lithia disilicate- and leucite-based ceramics. Dental materials. 2004; 20: 956-962.

17. Alves R. Estética Dental Nueva Generación.1ª.ed. Brasil: Editorial Artes Medicas LTDA, 2003.Pp206-212.

18. Raigrodski A. Materials for all-ceramic restorations. J of esthetic and restorative. 2006; 18: 117-118.

19. Albakry M, Guazzato M, Swain M. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three presable all-ceramic materials. J Prosthetic dentistry. 2003; 89: 374-379.

20. Guzmán HJ. Biomateriales Odontológicos de uso clínico. 3ª.ed. Colombia: Editorial ECOE Columbia, 2003. Pp 401-404.

21. Stappert C, Wael A. Gerds T, Strub J. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations. JADA. 2006; 137: 514-532.



22. www.lvoclarvivadent.com/?language=es(caso clínico de carillas IPS Empress).

23. Aschheim KW. Dale B. Odontología estética una aproximación clínica a las técnicas y los materiales. 2ª. ed. Madrid: Editorial Elsevier 2002. Pp 137-144.

24. Guazzato M, Albakrya M, Ringerb S, Swaina M. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. Dental materials. 2004; 20: 441-448.

25. www.novacekdental.com.ar/11odontoTecnico/Manual%20emax (Técnica de elaboración de E-max press).

26. www.novacekdental.com.ar/11odontoTecnico/Manual%20emax%20CAD.

(Técnica de elaboración de E-max press por la tecnología CAD-CAM).

27. Donovan TE. Metal-free Dentistry. J of esthetic and restorative. 2005; 17: 141-143.

28. Toksavul S, Toman M. A short term-clinical evaluation of IPS Empress 2 Crowns. J Prosthodont. 2007; 20: 168-172.



29. Studart A, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler JL. Cyclic fatigue in water of veneer–framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dental materials*. 2007; 23: 177-185.

30. Marquardt P, Strub J. Survival rates of IPS Empress 2 all ceramic crowns and fixed partial dentaduras: Results of 5 year prospective clinical study. *Quintessence Int*. 2006; 37: 253-259.