



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

REHABILITACIÓN PROTÉSICA DEL SECTOR
ANTEROSUPERIOR UTILIZANDO EL SISTEMA
IPS e.max[®] Press DISILICATO DE LITIO.
PRESENTACIÓN DE UN CASO CLÍNICO.

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:

GABRIELA ALCÁNTARA PRADO

TUTOR: Esp. EDUARDO GONZALO ANDREU ALMANZA

ASESOR: Esp. EMILIO CÉSAR CANALES NAJJAR



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Agradezco a la Universidad Nacional Autónoma de México y a la Facultad de Odontología por abrirme las puertas, para mi desarrollo profesional.

A Dios por brindarme la oportunidad de llegar a esta etapa y darme las fuerzas de seguir siempre adelante.

A mis padres por apoyarme a lo largo de toda mi vida personal y académica, que sin ellos nada de esto sería posible, por ser el motivo principal de mi vida; que a pesar de las adversidades y mis errores, me han demostrado que la familia es lo más importante. Los amo con toda mi alma.

A mi hermano Jorge, por ser siempre mi fuente de inspiración, de conocimientos y motivar mi persona.

A mi familia en general por siempre estar al pendiente.

A Gabriel por formar parte de esta nueva etapa de mi vida, por su amor, su comprensión, su compañía, por los lindos momentos que hemos pasado y por descubrir en mí cosas que no conocía.

A mi amiga Rosa, por su sincera amistad, por compartir conmigo increíbles momentos, por impulsarme siempre a hacer locuras, por ayudarme en gran medida en este trabajo, por siempre estar ahí.

A mi amigo Gio por siempre escucharme y mantener su hombro en momentos difíciles, por su amistad y apoyo incondicional.

A mis amigos, Gaby, Bety, Brenda, Maye, Daní, Omar, Oswaldo, Juan Carlos, Paola, Yuli, Ana, Monse, Paolis, porque en diversas etapas he vivido con ustedes risas, alegrías y momentos increíbles.

A mi tutor el Esp. Eduardo Andreu por su tiempo, paciencia, disposición y apoyo total para la realización, redacción y culminación de este trabajo. Mil gracias.

A mi asesor el Esp. Emilio Canales, por abrirme las puertas en su consultorio, por brindarme sus conocimientos día a día, por su orientación para realizar el caso clínico, por sus palabras de aliento para concluir este trabajo, por confiar en mí.

A la Mtra. María Luisa Cervantes por su apoyo para lograr finalizar este trabajo.

GABRIELA ALCÁNTARA
¡POR MI RAZA HABLARA EL ESPÍRITU!



ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	5
ANTECEDENTES	7
I. CERÁMICA DENTAL	7
1.1 Aspectos históricos	8
1.2 Clasificación	14
1.2.1 Por su composición química	14
1.2.2 Por su composición estructural	20
1.2.3 Por su temperatura de fusión	21
1.2.4 Por su técnica de confección	23
II. SISTEMAS CERÁMICOS A BASE DE DISILICATO DE LITIO..26	
2.1 Sistema IPS Empress [®]	26
2.2 Sistema IPS Empress [®] II	28
2.3 Sistema IPS e.max [®]	30
2.3.1 Sistema IPS e.max [®] Press	31
2.3.1.1 Composición	32
2.3.1.2 Confección	36
2.3.1.3 Propiedades	37
2.3.1.4 Indicaciones	45
2.3.1.5 Contraindicaciones	46
2.3.1.6 Ventajas	46
2.3.1.7 Desventajas	47
2.3.1.8 Preparaciones	47
2.3.1.9 Color y translucidez	53
2.3.1.10 Método de procesado.....	58
2.3.2 Sistema IPS e.max [®] CERAM	62
2.3.3 Sistema IPS e. max [®] CAD-CAM	65



III. CONSIDERACIONES FUNCIONALES Y ESTETICAS EN LOS DIENTES ANTERIORES	67
3.1 Sonrisa	67
3.2 Posición y forma gingival	69
3.3 Proporción dental	71
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	72
OBJETIVO	73
MÉTODO	74
IV. CASO CLÍNICO	74
4.1 Presentación del caso clínico.....	74
4.2 Fase pre-protésica.....	74
4.3 Fase protésica.....	75
4.3.1 Encerado diagnóstico	85
4.3.2 Retiro de restauraciones presentes	86
4.3.3 Preparaciones	87
4.3.4 Selección de color	88
4.3.5 Provisionales	89
4.3.6 Impresión	90
4.3.7 Registro con arco facial y montaje.....	93
4.3.8 Prueba en cera	94
4.3.9 Cementación	95
4.4 Resultado Final	98
CONCLUSIONES	100
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	101



INTRODUCCIÓN

Las restauraciones ceramometálicas son la base del modelo actual en prótesis fija, pero a pesar de su contrastado éxito, hoy en día la creciente demanda de los pacientes por restauraciones estéticamente agradables, ha impulsado la búsqueda de materiales con propiedades ópticas y funcionales mejoradas.

En odontología, la estética es un concepto subjetivo, sometido a grandes cambios según el medio socio cultural del cual se trate, pues cada individuo cuenta con una expresión, interpretación y experiencia respecto a ella.

Actualmente la estética dental, va íntimamente ligada a la perfecta imitación de los tejidos duros dentales y solo es posible obtenerla con materiales que se comporten de forma similar.

Las investigaciones más recientes se centran en el campo de las cerámicas sin metal, siendo los materiales de restauración de mejor comportamiento estético del que disponemos en odontología, por sus propiedades físicas, biológicas y ópticas, que permiten mantener el color con el paso del tiempo, resistir la abrasión, además de poseer gran estabilidad en el medio oral, biocompatibilidad y aspecto natural en cuanto a translucidez, brillo y fluorescencia.

Debido a la gran innovación de sistemas cerámicos, el odontólogo debe conocer los materiales disponibles en el mercado para poder seleccionar el que aporte las mejores características y propiedades para cada paciente y nunca debe olvidar mantener el equilibrio entre los factores estéticos, biológicos, mecánicos y funcionales que darán lugar a una óptima rehabilitación del aparato masticatorio.



Los sistemas a base de disilicato de litio han presentado una buena aceptación en el campo odontológico debido a que confieren una mayor resistencia a la fractura y a la flexión en comparación con otras cerámicas, así como una gran estética y durabilidad. Este material está indicado principalmente en carillas, coronas unitarias y prótesis en la región anterior y premolar no mayor a tres unidades.

Es por ello que el propósito de esta tesina es describir mediante un caso clínico y el sistema IPS e.max[®] Press de Ivoclar Vivadent[®], las características de una vitrocerámica a base de disilicato de litio y visualizar así, una alternativa de material de restauración estética libre de metal de nueva generación.

El futuro de las cerámicas es brillante, pues cada vez aumenta la demanda de materiales de restauración que imiten las propiedades del diente natural.

ANTECEDENTES

I. CERÁMICA DENTAL

Etimológicamente, el término cerámica proviene de griego “*keramos*” que significa tierra quemada, hecho de tierra o material quemado. ¹

La Academia de Prosthodontia define a las cerámicas o porcelanas como compuestos inorgánicos de uno o más metales o semimetales (aluminio, calcio, litio, magnesio, fósforo, potasio, silicio, sodio, titanio, zirconio) y un elemento no metálico (usualmente oxígeno). Se forman por enlaces iónicos y covalentes dando como resultado estructuras sólidas, frágiles, inertes y no conductoras de energía térmica y eléctrica. ^{1,2} Fig. 1

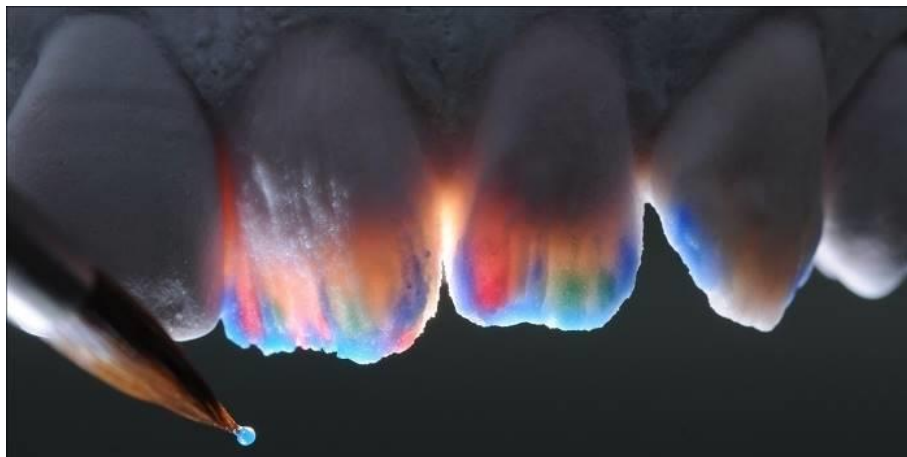


Figura 1. Cerámica Dental. ³



1.1 ASPECTOS HISTÓRICOS

La cerámica se usa hace más de 10,000 años manteniendo una gran importancia en las sociedades humanas a lo largo de milenios. Sin embargo su uso en Odontología no se extiende a más de 200 años. ⁴

En 1774 Alexis Duchâteau, farmacéutico francés, sugirió emplear porcelanas para la elaboración de dentaduras completas, pues sus dentadura de marfil, producían mal olor y se teñían con facilidad. Observó que al utilizar recipientes de cerámica para guardar sustancias químicas en su trabajo, estos no sufrían cambios de color ni textura como consecuencia de los materiales que albergaban, es por ello que intentó hacer una prótesis dentaria en la fábrica de porcelana de Guerhard, pero solo consigue resultados satisfactorios al asociarse con el dentista francés Nicolás Dubois de Chémant. ⁵ Fig. 2

Alexis Duchâteau, después de elaborar su dentadura, deja de interesarse en fabricar cerámica dental y vuelve a su farmacia, Nicolás Dubois trabaja activamente para perfeccionar la prótesis de porcelana y modifica dos veces la composición de la pasta mineral original para mejorar su color y su estabilidad dimensional, así mismo para mejorar la sujeción de los dientes a la base también de porcelana. En 1788 publicó sus descubrimientos en el libro “Disertación sobre dientes artificiales” publicado en 1797 (fig.3). ⁵

En 1789 Nicolás 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. ⁵



Figura 2. Nicolás Dubois de Chémant. ⁶

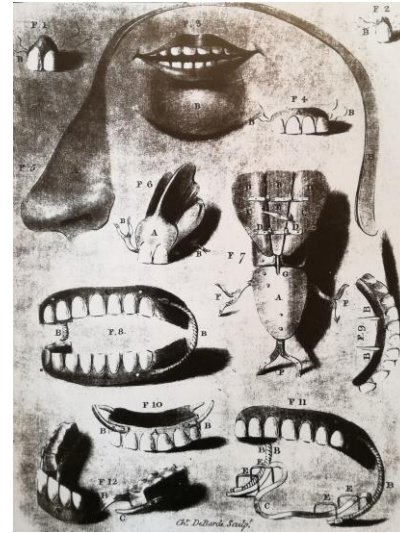


Figura 3. Primeros dientes de porcelana fabricados por Nicolás Dubois. "Disertación sobre dientes artificiales" 1797.

En 1808, Giuseppangelo Fonzi un dentista italiano presentó las prótesis "incorruptibles terrometálicas" a una comisión científica de representantes del Ateneo de Arte y la Academia de Medicina de París, estas instituciones dieron su apoyo a tal invención. ^{5,7}

Fonzi creó modelos en los que construía dientes individuales de porcelana, antes de cocerlos introducía un clavo de platino debajo de cada diente y éste se soldaba a la base de plata u oro de la prótesis. Posteriormente, otras técnicas mejoraron los dientes protésicos de Fonzi haciendo su color más natural cociéndolos con diferentes tierras y perfeccionando su forma a base de tallar los moldes con más habilidad.

En 1817 fueron introducidos en América los dientes individuales de porcelana por Antoine Plantou, un dentista inmigrante francés, que ofrecía, por una cantidad de dinero, enseñar a los dentistas del Nuevo Mundo su método de producción. ^{5,7}



Algunos americanos introdujeron mejoras y fabricaron dientes minerales, pero Samuel Stockton, joyero de Filadelfia, fue el primero en fabricar dientes de porcelana en grandes cantidades. Había tomado como asistente a su sobrino, Samuel White, quien aprendió el proceso de fabricación de los dientes como las artes de Odontología.

En 1843 Samuel White 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.^{5, 7}

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.⁵

En 1873 Claudius Ash un orfebre de Inglaterra, fabricó 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.

En 1880, el Dr. Cassius Richmond patentó un diente de porcelana soldado a un sostén de oro.^{5, 7}

En 1884, el Dr. Marshall Logan, dentista de Pensilvania, patentó una corona construida de porcelana con una clavija metálica incorporada dentro antes de cocerla.^{5, 7}

En 1888, Charles Henry Land dentista de Detroit diseñó y patentó, un método para 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. ⁵

En 1901 el método de fundir porcelana a altas temperaturas se había perfeccionado, y en 1903 Land introdujo la primera corona dental cerámica, descrita en su publicación Independent Practitioner. Estas coronas feldespáticas de alta fusión ofrecían una buena estética pero con baja resistencia a la fractura. ⁵ Fig. 4



Figura 4. Charles Henry Land. Elaborando la primera corona dental cerámica. ⁸

En 1954 el químico Donald Stookey en la industria de vidrio Corning Glass Works de Nueva York, descubrió la vitrocerámica al dejar por olvido una pieza de vidrio experimental en un horno, a la mañana siguiente éste se había sobrecalentado.



Él pensó que el vidrio estaría derretido, pero encontró una estructura sólida resistente a la fractura. Posteriormente se dio cuenta que podía controlar el grado de cocción del vidrio para adaptarlo a diferentes usos y aplicaciones.⁹

En 1958 Vines y colaboradores desarrollaron un sistema de procesado de la porcelana al vacío lo que redujo considerablemente la inclusión de burbujas de aire en la cerámica, aumentando su estética y translucidez.⁷

En 1962 se comercializa la primera cerámica colada por Vita Zahnfabrik®, gracias al descubrimiento de la leucita, la cual provee de mayor resistencia y ajuste de la cerámica al núcleo metálico. Las alergias al metal y lo antiestético del margen metálico condujeron a la búsqueda de nuevos materiales. Ceramco® demostró un mejor comportamiento de expansión térmica por lo que se utilizaba con más aleaciones; desde entonces se han ocupado las cerámicas feldespáticas para prótesis metal - cerámica.⁹

En 1965 McLean y Hugues introducen las cerámicas con alúmina (óxido de aluminio 40 - 50%) reforzadas con cerámica de estratificación (feldespato) aumentando su resistencia a la fractura 131 MPa, sin embargo se limitaba su uso, pues no podían usarse en el sector posterior, poseían aún fragilidad, propagación de grietas y opacidad notándose más blanquecina.⁷

En 1984 Adair y Grossman, introdujeron Dicor®, Dentsply International. Una vitrocerámica con base de mica fluorada tetrasilícea. Fabricada mediante un proceso de colado por cera pérdida y centrifugación del material cerámico fundido seguido de una cristalización en un horno, obteniendo restauraciones monolíticas con 50 % de translucidez y una resistencia a la flexión de 152 MPa. Su desventaja era la imposibilidad de lograr un degradado en su superficie e inestabilidad interna de color, así como porosidad por contener magnesio siendo retirada del mercado.^{9, 10}



En 1985 Mörmann y Brandestini hacen posible la aplicación directa de la porcelana en CAD – CAM a la Odontología. Introduce el sistema Cerec I[®], (CEramic REConstruction). Este sistema reproducía la imagen del diente y su preparación sin la necesidad de tomar impresiones, con la aplicación de un medio de contraste por espolvoreado. Producía restauraciones de tipo inlay y onlay pero con la dificultad de no crear caras oclusales adecuadas.⁷

En 1989 Sadoun, propuso la fabricación de cerámicas por infiltración vítrea, o slip casting, Vita-In-Ceram[®], con un núcleo de alúmina opaca y porosa, pero la complejidad de la técnica impidió que su uso se extendiera.¹¹

En 1990 se introdujo el uso de la zirconia también por infiltración vítrea, In-Ceram Zirconio[®] con 35 % de zirconia y aumento de resistencia flexural de 30 a 40%. Posteriormente se inició la utilización de oxidocerámicas de alúmina pura y policristales de zirconia.¹¹

En 1991 Wohlwend introduce las vitrocerámicas comprimidas a base de leucita, IPS Empress[®] y años después el disilicato de litio con IPS Empress II[®] con resistencia a la flexión de 360 MPa.¹¹

En 1994, Cerec II[®] segunda generación, obtenía una reproducción oclusal, así como una restauración con el borde incisal y contorno más estético.⁷

Posteriormente Cerec III[®] tercera generación, con un software de mayor capacidad, con un escáner intraoral tridimensional, un monitor para manipular la imagen y la fresadora conectada al monitor.⁷

En 2005 se introduce el sistema IPS e.max, por la casa comercial Ivoclar Vivaden[®], para su uso con disilicato de litio y zirconia para la técnica de inyección y CAD-CAM.¹⁰



1.2 CLASIFICACIÓN

Las cerámicas se clasifican según su composición, su temperatura de procesado y su técnica de elaboración.

1.2.1 POR SU COMPOSICIÓN QUÍMICA

La microestructura de la cerámica es de gran importancia ya que el comportamiento estético y mecánico de un sistema depende directamente de su composición química.¹²

La mayoría de las cerámicas dentales tienen una estructura mixta, es decir, son materiales formados por una matriz vítrea en la que se encuentran inmersas partículas de minerales cristalizados.

La matriz vítrea es la responsable de la estética de las porcelanas y la fase cristalina es la responsable de la resistencia.¹²

Químicamente se pueden clasificar en:

- ♦ Feldespáticas
- ♦ Aluminosas
- ♦ Zirconiosas



◆ CERÁMICAS FELDESPÁTICAS

La porcelana feldespática o porcelana tradicional fue la primera en utilizarse estando constituida básicamente por: 75-85% de feldespato, 12-22% de sílice y 3-5% de caolín.^{7,12}

Se cocían sobre metal formando parte de las primeras prótesis ceramometálicas. Uno de sus inconvenientes era que, debido a la diferencia 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.^{7,12}

La composición de una porcelana feldespática actual es: 75-85% de feldespato, 12-22% de sílice (SiO_2), 10% de alúmina (Al_2O_3), partículas de cuarzo y trazas de óxidos (como fundentes, pigmentos y opacificadores).

El feldespato, una vez fundido con los óxidos metálicos constituye la matriz vítrea, mientras que el cuarzo forma la fase cristalina, el caolín confiere plasticidad y facilita el manejo de la cerámica cuando todavía no está cocida.^{7,12}

Al tratarse básicamente de vidrios poseen excelentes propiedades ópticas que nos permiten conseguir buenos resultados estéticos; pero a la vez son frágiles y no se pueden usar en prótesis fija si no se apoyan sobre una estructura. Por tal motivo, estas porcelanas se utilizan principalmente para el recubrimiento de estructuras metálicas o cerámicas.¹²

Con la demanda de una mayor estética, se fue modificando la composición de las cerámicas, en este contexto surgieron las vitrocerámicas feldespáticas de alta resistencia. Éstas poseen un alto contenido de feldespatos pero se caracterizan porque incorporan determinados elementos que aumentan su resistencia mecánica, tales como leucita, ortofosfato de litio y disilicato de litio.¹²

Entre los sistemas más representativos encontramos:

- ♦ Optec-HSP (Jeneric), Fortress[®] (Myron Int), Finesse[®] AllCeramic (Dentsply) e IPS Empress[®] (Ivoclar): Deben su resistencia a una dispersión de micro cristales de leucita, repartidos de forma uniforme en la matriz vítrea.¹² Fig. 5
- ♦ IPS Empress[®] II (Ivoclar): Este sistema consta de una cerámica feldespática reforzada con disilicato de litio y ortofosfato de litio.¹²
- ♦ IPS e.max[®] Press/CAD (Ivoclar): Estas cerámicas feldespáticas están reforzadas con cristales de disilicato de litio.¹²

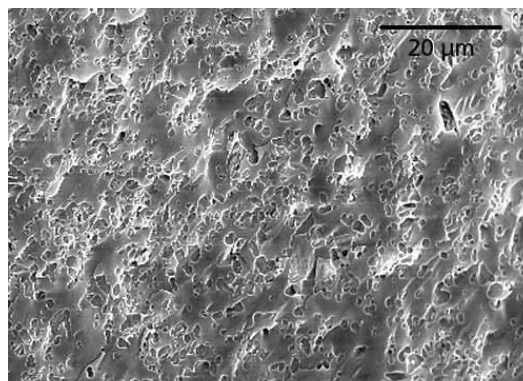


Figura 5. Microestructura de la vitrocerámica feldespática (IPS Empress).¹³



◆ CERÁMICAS ALUMINOSAS

En 1965 McLean y Hugues, modificaron la porcelana feldespática en un 50% de óxido de aluminio. Estos cristales mejoran de forma importante las propiedades de la cerámica, impidiendo la propagación de grietas.^{7,12}

Cuanto mayor era la cantidad de alúmina incorporada, mayor era la resistencia; sin embargo, se observó que este incremento de óxido de aluminio provocaba en la porcelana una disminución de la translucidez, por lo que el tallado debía ser más agresivo para poder alcanzar unos resultados estéticos óptimos.

En la actualidad las cerámicas de alto contenido en oxidó de aluminio se reservan únicamente para la confección de estructuras internas, siendo necesario recubrirlas con porcelanas de menor cantidad de alúmina para lograr un buen mimetismo con el diente natural.^{7,12}

Con el paso del tiempo las proporciones iniciales de alúmina han ido aumentando, combinadas generalmente con vidrios cuyo objetivo es constituir núcleos de gran dureza que replacen las estructuras metálicas de las restauraciones metal cerámica y que son recubiertas por porcelanas feldespáticas convencionales.^{7,12}

Los sistemas más representativos son:

- ◆ In-Ceram® Alumina (Vita): Para fabricar estructuras de coronas y prótesis cortas utiliza una cerámica compuesta en un 99% por óxido de aluminio, sin fase vítrea. Esto permite obtener un núcleo cerámico más resistente a la flexión (fig. 6).¹²

- ♦ Procera® AllCeram (Nobel Biocare): Este sistema emplea una alúmina de elevada densidad y pureza (>99,5%). Obteniendo una cerámica con alta resistencia mecánica pero con una baja translucidez.¹²

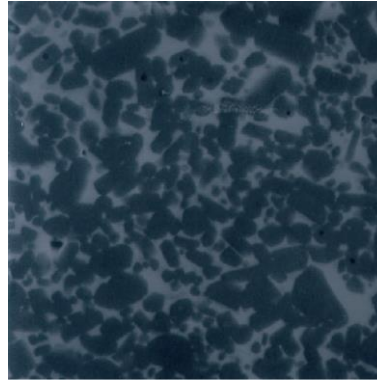


Figura 6. Microestructura de la cerámica aluminosa (In-Ceram® Alumina).

◆ CERÁMICAS ZIRCONIOSAS

El óxido de zirconio (ZrO_2) fue descubierto por Hussak en 1892, en el mineral baddeleyita. Se ha utilizado durante décadas en la industria con diferentes fines y actualmente se utiliza en odontología, debido a sus propiedades tanto mecánicas como ópticas.^{12, 14}

Es un elemento de la tabla periódica de número atómico 40 y símbolo Zr. Es un metal blanco grisáceo, brillante y muy resistente a la corrosión.

La principal característica de este material es la elevada tenacidad debido a que su microestructura es totalmente cristalina y posee un mecanismo de refuerzo denominado transformación resistente.^{12, 14}

Este fenómeno consiste en que el zirconio parcialmente estabilizado ante una zona de alto estrés mecánico como es la punta de una grieta sufra una transformación de fase cristalina, pasando de tetragonal a monoclinica, adquiriendo un volumen mayor (fig. 7).¹²

De esta forma, se aumenta a nivel local la resistencia y se evita la propagación de la fractura. Esta propiedad le confiere a estas cerámicas una resistencia a la flexión entre 1000 y 1500 MPa, sus excelentes propiedades físicas permiten elaborar prótesis cerámicas en zonas de alto compromiso mecánico, hasta de 14 piezas, pero debido a su pureza del 99.9 % y por consiguiente ausencia de fase vítea, provee como desventaja un color blanquecino y muy opaco.^{12, 14}

A este grupo pertenecen:

- ♦ DC-Zircon[®] (DCS), Cercon[®] (Dentsply), In-Ceram[®] YZ (Vita), Procera[®] Zirconia (Nobel Biocare), Lava[®] (3M Espe), IPS e.max[®] Zir- CAD (Ivoclar). Se emplean únicamente para fabricar el núcleo de la restauración, deben recubrirse con porcelanas convencionales para lograr una buena estética.¹²

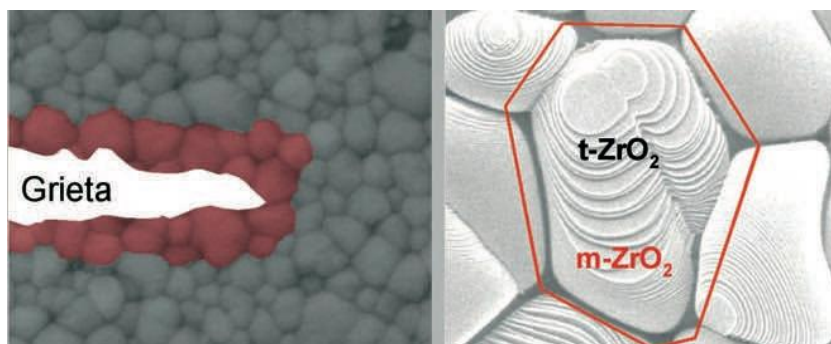


Figura 7. Transformación de la fase cristalina a monoclinica de la Zirconia.

1.2.2 POR SU COMPOSICIÓN ESTRUCTURAL

Las cerámicas se presentan en formas variadas; de la estructura simple a la más compleja; de acuerdo a su composición estructural se clasifican en predominantemente vítreas, vítreas con partículas de relleno y policristalinas: ^{15, 16}

◆ CERÁMICAS PREDOMINANTEMENTE VÍTREAS

Su característica es mejorar las propiedades ópticas e imitan la apariencia del esmalte y la dentina, presentan características como la opalescencia, color y opacidad, sus propiedades estructurales son bajas, ejemplo de este tipo de cerámicas son las de estratificación como IPS e.max Ceram® (fig. 8). ¹⁶



Figura 8. Estructura vítrea.

◆ CERÁMICAS VÍTREAS CON PARTÍCULAS DE RELLENO

Los fabricantes agregan partículas de relleno al vidrio base de una cerámica, con el fin de mejorar propiedades físicas como la dureza, y el comportamiento de expansión y contracción térmica. IPS e.max Press® e IPS e.max CAD® son un ejemplo de este tipo de cerámicas (fig. 9). ¹⁶

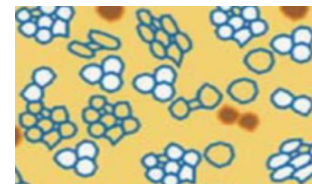


Figura 9. Estructura vítrea con partículas de relleno.

◆ CERÁMICAS POLICRISTALINAS

Cerámicas resistentes y duras, no poseen vidrio en su composición, su estructura atómica está conformada por una red regular que le proporciona mejores propiedades físicas, la gran mayoría de sistemas cerámicos CAD/CAM entran en esta clasificación (fig. 10). ¹⁶

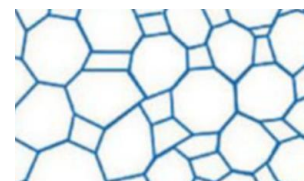


Figura 10. Estructura policristalina.



1.2.3 POR SU TEMPERATURA DE FUSIÓN

La necesidad de calor para la elaboración de las cerámicas ha conducido a clasificarlas en función de la temperatura a la que deben ser procesadas.⁷

De acuerdo a la Norma 69 de la ADA, las clasifica en porcelanas de alta, media, baja y ultra baja fusión. Recientemente se ha ampliado la clasificación con otras porcelanas que se trabajan a temperaturas muy inferiores e incluso en frío.^{1, 17}

◆ CERÁMICAS DE ALTA FUSIÓN

Entre 1300 °C y 1370 °C. Son propias de la industria, y se utilizan para la confección de dientes artificiales prefabricados para las prótesis removibles. Suelen tener importantes cambios dimensionales. Es la porcelana más resistente, insoluble, translúcida, aun después de haber sido horneada. Son fáciles de glasear.^{1, 17}

◆ CERÁMICAS DE MEDIA FUSIÓN

Entre 1100 °C y 1300 °C. Poseen la misma microestructura que las de alta fusión pero su composición ha sido modificada con fundentes para lograr disminuir la temperatura de fusión. Especialmente usadas en coronas jacket cocidas sobre hojas de platino o sobre revestimiento.^{1, 17}

◆ .CERÁMICAS DE BAJA FUSIÓN

Entre 850 °C y 1100 °C. Son las más empleadas. Utilizadas en coronas y prótesis ceramometálicas. Es importante que los rangos de fusión de la cerámica y el metal estén alejados, para evitar la deformación del metal.

Al enfriarse presentan menor cambio dimensional, y por lo tanto menor aparición de grietas y porosidades superficiales. ^{1, 17}

◆ CERÁMICAS DE MUY BAJA FUSIÓN

Menor que 850° C. Se denominan también correctivas para rectificar contactos oclusales, hombros, puntos de contacto en restauraciones ceramometálicas y en aleaciones de titanio u oro de baja fusión. Solas permiten la confección de inlays y onlays. Su contenido en leucita es bajo por lo que se glasean fácilmente. ^{1,17}

A continuación se resume la clasificación de las cerámicas de acuerdo al punto de fusión, las principales indicaciones, así como una serie de ventajas e inconvenientes (tabla 1). ⁷

DENOMINACIÓN	Tª	INDICACIONES	VENTAJAS	INCONVENIENTES	COMPOSICIÓN PORCENTAJE
Alta fusión	1300-1370°C	Producción industrial de dientes	> resistencia > traslucidez < solubilidad soporta muy bien modificaciones repetidas	Gasto energético elevado	
Media fusión	1100-1300°C	Núcleo de elaboración de coronas jacket	< intervalo de fusión < cambio dimensional al enfriar < porosidad superficial < grietas superficiales	La porcelana se deforma durante las reparaciones repetidas	Dióxido de sílice (64,2 %) Óxido bórico (2,8 %) Óxido potásico (8,2 %) Óxido sodico (1,9 %) Óxido de aluminio (19 %) Óxido de litio (2,1 %) Óxido de litio (2,1 %) Óxido de Mg (0,5 %) Pentóxido de fósforo (0,7%)
Baja fusión	850-1100°C	Recubrimiento estético de núcleos aluminosos y técnicas ceramometálicas			Dióxido de sílice (69,4 %) Óxido bórico (7,5 %) Óxido calcico (1,9 %) Óxido potásico (8,3 %) Óxido sodico (4,8%) Óxido de aluminio (8,1 %)
Muy baja o ultrabaja fusión	<850°C	Combinación con metales como el titanio. Pequeñas rectificaciones: puntos de contacto, anatomía oclusal, ángulos, etc	Mejora las propiedades de las cerámicas de media y baja fusión		
Temperatura ambiente		Procesamiento directo en clínica evitando el laboratorio de prótesis.	Evita el laboratorio de prótesis	No se conocen datos a medio plazo	

Tabla 1. Clasificación de las cerámicas de acuerdo al punto de fusión.



1.2.4 POR SU TÉCNICA DE CONFECCIÓN

Tomando en cuenta la forma de confección en el laboratorio las cerámicas se clasifican en: Condensación sobre muñón refractario, sustitución a la cera perdida y tecnología asistida por ordenador.¹²

◆ CONDENSACIÓN SOBRE MUÑÓN REFRACTARIO

Esta técnica está basada en la obtención de un modelo de trabajo duplicado del modelo primario mediante un revestimiento que no sufre variaciones dimensionales al someterlo a tratamiento térmico.^{12, 17}

Una vez efectuado el duplicado del muñón con este revestimiento, se procede a modelar la porcelana, confeccionando así una cofia dura regularmente de alúmina, posteriormente se somete a tratamiento térmico y una vez sinterizada y enfriada se elimina el revestimiento mediante arenado de partículas de corindón (un mineral compuesto por óxido de aluminio).

Se procede a la eliminación del muñón de revestimiento y a la colocación de la cofia en el modelo primario para modelado de la corona con cerámica de recubrimiento convencional y correcciones finales.^{12, 17}

Algunos sistemas que utilizan este procedimiento:

Optec-HSP® (Jeneric), Fortress® (Myron Int), In-Ceram® Spinell (Vita).



◆ SUSTITUCIÓN A LA CERA PERDIDA

Se basa en el tradicional modelado de un patrón de cera, que puede representar la cofia interna o la restauración completa, que posteriormente se fundirá y se transformará en la cerámica, este proceso se puede realizar mediante la técnica de colado para restauraciones ceramometálicas o inyección por presión en restauraciones libres de metal.¹²

El colado es un procedimiento térmico mediante el cual se lleva una aleación en estado líquido mediante calor y una fuerza centrífuga a un molde predeterminado de la restauración en cera, y dentro del cual esta aleación recupera su estado sólido, permitiendo la obtención de una cofia de estructura final y exenta de porosidades, posteriormente se realiza el modelado de la corona con cerámica de recubrimiento convencional y proceso térmico así como correcciones finales.^{12, 17}

La inyección por presión es un procedimiento térmico en la que a un molde predeterminado de una cofia o una restauración completa en cera, se le inyecta mediante un horno de prensado la porcelana en forma de pastilla que incluye pequeños cristales repartidos.^{1, 6}

Se ha demostrado que este procedimiento aumenta la resistencia de la cerámica porque disminuye la porosidad y proporciona una distribución uniforme de los cristales en la matriz vítrea.¹²

Algunos sistemas que utilizan este procedimiento:

IPS Empress® (Ivoclar), IPS Empress® II (Ivoclar), IPS e.max® Press, de este último como objeto de estudio de la presente tesina se analizará la técnica detenidamente más adelante.¹²



◆ TECNOLOGÍA ASISTIDA POR ORDENADOR

En 1985 Mörmann y Brandestini, hicieron posible la aplicación directa del CAD-CAM a la Odontología creando el sistema CEREC® para la realización de restauraciones de porcelana precisas. El término CAD-CAM proviene de la abreviatura “Computer Aided Desing - Computer Aided Manufacturing”.¹²

Son sistemas diseñados y elaborados para la producción asistida mediante ordenador de restauraciones cerámicas, las cuales trabajan según el principio de la impresión óptica. Estos sistemas fueron desarrollados para eliminar las microporosidades, la falta de homogeneidad y las contracciones inevitables a altas temperaturas de cocción y donde las restauraciones parten de bloques ya prefabricados.^{12, 14}

Todos estos sistemas controlados por ordenador constan de tres fases:

1. Digitalización: En donde se registra tridimensionalmente la preparación dentaria. Puede ser extraoral (a través de una sonda mecánica o un láser, se escanea el modelo de yeso) o intraoral (en la que una cámara capta directamente la imagen del tallado, sin necesidad de tomar impresiones).^{12, 14}
2. Diseño: Los datos se transfieren a un ordenador donde se realiza el diseño con un software especializado.
3. Mecanizado: El ordenador da las instrucciones a la unidad de fresado, que inicia de forma automática el mecanizado de la estructura cerámica.

Terminado el fresado, se procede a la colocación de cerámica para su caracterización y se realiza su cocción correspondiente.^{12, 14}

Los sistemas más representativos son: Cerec® (Sirona), Procera® (Nobel Biocare), Lava® (3M Espe), DCS® (DCS), Cercon® (Dentsply), Everest®.

II. SISTEMAS CERÁMICOS A BASE DE DISILICATO DE LITIO

2.1 IPS EMPRESS®

El sistema IPS Empress® es un sistema precursor al disilicato de litio, surge en 1990 y se ha establecido como el punto de referencia de restauraciones libres de metal anatómicas y con alta estética.^{13, 18}

◆ COMPOSICIÓN

Es una vitrocerámica feldespática compuesta por 63% de SiO_2 (dióxido de silicio), 19.5% de Al_2O_3 (alúmina), 11.2% de K_2O (óxido de potasio), 5.3% de Na_2O (óxido de sodio) y otros componentes en menos de 1% como CaO (óxido de calcio), y Ba_2O (óxido de bario) (fig.11).^{13, 18}

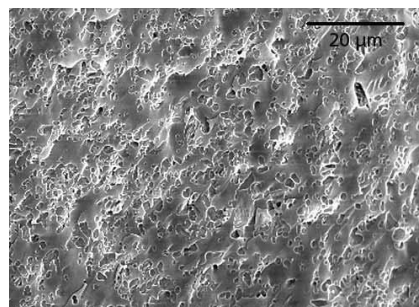


Figura 11. Microestructura de la vitrocerámica feldespática (IPS Empress).¹³

◆ PROPIEDADES

Los cristales de leucita (mineral aluminosilicato) refuerzan la cerámica porque sus partículas al enfriarse sufren una reducción volumétrica porcentual mayor que el vidrio circundante en la matriz vítrea, esta diferencia de volumen genera tensiones residuales que son las responsables de contrarrestar la propagación de micro fracturas así mismo este mecanismo tiene como resultado un aumento de la resistencia a la flexión de 160 a 185 MPa.^{12, 13, 18}

IPS Empress® , se comercializa en pastillas de cerámica vitrificada para la confección de restauraciones unitarias con la técnica de inyección o CAD / CAM, posteriormente ambos productos se pueden maquillar, y/o glasear utilizando una cerámica de vidrio reforzada con leucita $K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot SiO_2$ de baja fusión (fig. 12).^{13, 18, 19}



Figura 12. Pastillas IPS Empress® para la técnica de inyección, CAD / CAM y cerámicas para caracterización.¹³

◆ INDICACIONES

Las pastillas IPS Empress® se utilizaron para las siguientes restauraciones cementadas adhesivamente (fig. 13).¹³

- ◆ Carillas.
- ◆ Inlays.
- ◆ Onlays.
- ◆ Coronas únicas anteriores.
- ◆ Coronas únicas posteriores.
- ◆ Superestructuras de implantes únicas anteriores y posteriores.



Figura 13. Carillas con sistema IPS Empress® con técnica de inyección.

2.2 IPS EMPRESS[®] II

Dado que la resistencia a la flexión de IPS Empress[®] está por debajo de los 200 MPa y no es posible llevar a cabo prótesis; se desarrolla en 1998 IPS Empress[®] II reforzada con disilicato de litio y ortofostato de litio. ^{19, 20}

◆ COMPOSICIÓN

IPS Empress[®] II consta de dos porcelanas:

Una vitrocerámica feldespática de alta resistencia, inyectada a presión, para la confección de la cofia de la corona o de la estructura interna de la prótesis, compuesta por 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 (fig.14). ^{19, 20}

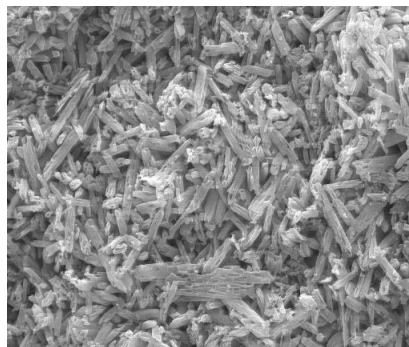


Figura 14. Microestructura de la vitrocerámica feldespática (IPS Empress[®] II). ²⁰

Y una cerámica de fluorapatita $\text{Ca}_5\text{F}(\text{PO}_4)_3$ de muy baja fusión para realizar el recubrimiento de la cofia mediante la técnica de capas y conseguir propiedades ópticas (translucidez, claridad y dispersión de la luz), que se asemejan a aquellas del diente natural. ^{12, 19, 20}

◆ PROPIEDADES

Tras el tratamiento térmico se obtiene una porcelana cuyo contenido en cristales de litio (0.5-5 μ m) y cristales de ortofosfato de litio (0.1-0.3 μ m) alcanza un 60% de la cerámica que corresponde a la fase cristalina. ²⁰

La presencia de estos cristales mejora la resistencia a la flexión de hasta 365 Mpa, pero también aumenta la opacidad de la cerámica. Por ello con este material solo se puede realizar la estructura interna de la restauración. ²⁰

IPS Empress® II, se comercializa también en pastillas de cerámica vitrificada para la confección de restauraciones unitarias con la técnica de inyección o CAD / CAM. ¹⁹

◆ INDICACIONES

Las pastillas IPS Empress® II se pueden utilizar para las siguientes restauraciones (fig.15). ^{19, 20, 21}

- ◆ Carillas.
- ◆ Inlays.
- ◆ Onlays.
- ◆ Coronas únicas anteriores.
- ◆ Coronas únicas posteriores.
- ◆ Prótesis fija de 3 unidades anteriores.
- ◆ Prótesis fija de 3 unidades hasta el segundo premolar como pilar terminal.



Figura 15. Coronas con sistema IPS Empress® II con técnica de inyección. A) Situación inicial, B) Situación final. ²¹

2.3 SISTEMA IPS E.MAX®

Debido al compromiso de la resistencia a la flexión del sistema IPS Empress® II, en 2005 la casa comercial Ivoclar Vivaden®, introduce al mercado el sistema IPS e.max®; un sistema de cerámica total que proporciona mayor resistencia a la flexión y a la fractura, debido a una mayor homogeneidad de la fase cristalina, así mismo conserva en gran medida las ventajas estéticas de los sistemas feldespáticos convencionales (fig.16).^{12, 22 - 24}

Este sistema incorpora:

- ♦ **IPS e.max® Press:** Pastillas de vitrocerámica de disilicato de litio para la técnica de inyección.
- ♦ **IPS e.max® ZirPress:** Pastillas de vitrocerámica de fluorapatita para la técnica de inyección sobre zirconia.
- ♦ **IPS e.max® CAD:** Bloques de vitrocerámica de disilicato de litio para la técnica CAD/CAM.
- ♦ **IPS e.max® ZirCAD:** Bloques de óxido de zirconia para la técnica CAD/CAM.
- ♦ **IPS e.max® Ceram:** Vitrocerámica de recubrimiento de nanofluorapatita.²³

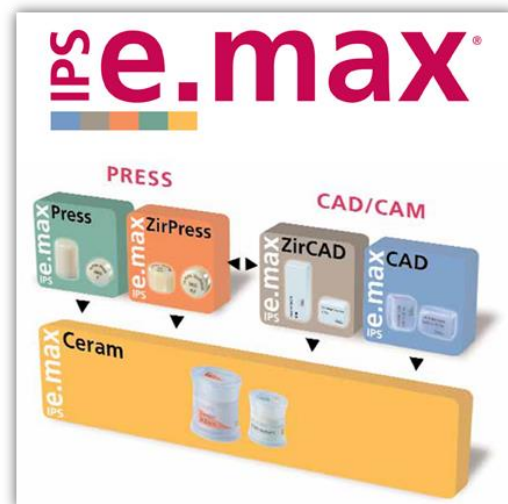


Figura 16. Sistema IPS e.max®.²³

2.3.1 SISTEMA IPS E.MAX® PRESS

El sistema IPS e.max® Press es una vitrocerámica a base de disilicato de litio para la técnica de inyección (fig.17).^{23, 24}

El proceso de fabricación produce pastillas totalmente homogéneas en distintos grados de translucidez y opacidad.^{23, 24}

La microestructura está compuesta en un 70% por cristales de disilicato de litio dispuestos en forma de aguja dentro de la matriz vítrea con una longitud entre 3 y 6 μm (fig.18).²⁵

Alcanza una resistencia a la flexión de hasta 400 Mpa.^{23, 25}



Figura 17. Sistema IPS e. max® Press.²³

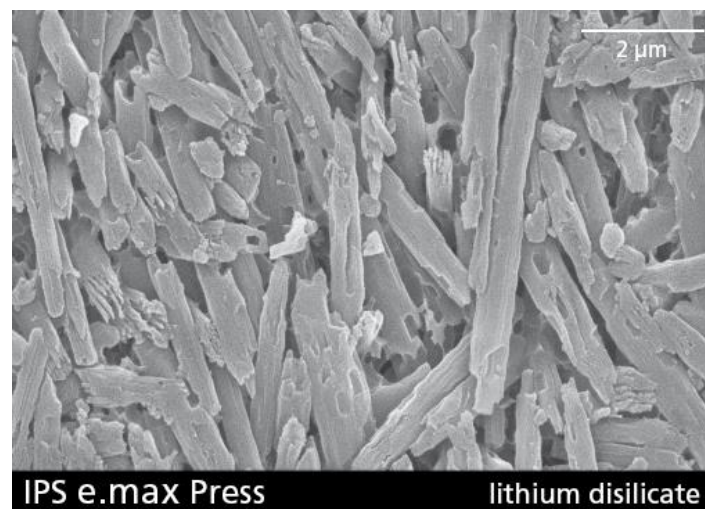


Figura 18. Microestructura de IPS e. max® Press
Disilicato de Litio.



2.3.1.1 COMPOSICIÓN

Partiendo de su composición química, las pastillas están constituidas por la unión de diferentes minerales principalmente por dióxido de silicio y dióxido de litio; entre otros elementos en menor cantidad (tabla 2).^{11, 25}

COMPOSICIÓN DE DISILICATO DE LITIO		
SiO₂	Dióxido de silicio	57-80%
LiO₂	Dióxido de litio	11-19%
K₂O	Óxido de potasio	0-13%
P₂O₅	Óxido de fósforo	0-11%
ZrO₂	Dióxido de zirconio	0-8%
ZnO	Óxido de zinc	0-11%
Al₂O₃	Trióxido de dialuminio	0-5%
MgO	Óxido de magnesio	0-5%
Otros	Micro rellenos	0-12%

Tabla 2. Composición de disilicato de litio.²⁵

Los principales componentes se describen a continuación:

◆ SILICIO

Proviene del Latín “*sillex*” (Pedernal – piedra dura de formación volcánica).²⁶

Fue descubierto por Jacob Berzelius en 1824. Es un metaloide que representa el segundo elemento más abundante de la corteza terrestre (tabla 3), no se encuentra libre, aparece combinado con oxígeno formando óxido de silicio, componente principal de la arena.^{26,27}

El silicio se presenta de dos formas, una amorfa de color parduzco en polvo (fig.19) y otra en forma cristalina de color azul grisáceo y brillo metálico.²⁷ Fig. 20



Figura 19. Silicio en forma amorfa.



Figura 20. Silicio en forma cristalizada.²⁸

SILICIO	
Símbolo	Si
No. Atómico	14
Masa Atómica	28.086
Punto de Fusión	1410 °C
Punto de Ebullición	2680 °C
Densidad	233 Kg/m ³

Tabla 3. Propiedades químicas del Silicio.²⁷

Los silicatos por su parte, son minerales formados por silicio y oxígeno, y pueden estar acompañados de otros elementos como aluminio, hierro, magnesio o calcio, pero con una estructura cristalina en la que se disponen sus átomos para formar arcilla y rocas en forma de cuarzo, feldespatos, anfíboles, piroxenos, micas, zeolitas.²⁷ Fig. 21



Figura 21. Dióxido de silicio en estructura cristalina en forma de cuarzo.²⁹

Los silicatos se utilizan en la fabricación de vidrio, barnices, esmaltes, cementos y porcelanas.³

◆ LITIO

Proviene del Griego “lithos” (Piedrecita).²⁶

Fue descubierto en 1817 por Johann Arfvedson. Es un metal alcalino (tabla 4), muy escaso en la corteza terrestre en su forma pura, se encuentra disperso en ciertas rocas o en aguas minerales de manantiales. Su apariencia es de un color blanco plateado (fig.22); sin embargo el contacto con el aire se forma una capa superficial de óxido negro (fig.23).^{26, 27}



Figura 22. Litio con apariencia blanco plateado.³⁰



Figura 23. Litio en contacto con el aire.³¹

LITIO	
Símbolo	Li
No. Atómico	3
Masa Atómica	6.941
Punto de Fusión	180 °C
Punto de Ebullición	1342 °C
Densidad	534 Kg/m ³

Tabla 4. Propiedades químicas del Litio. ²⁷

El dióxido de litio es un compuesto químico inorgánico de formula Li_2O que se forma junto con pequeñas cantidades de peróxido de litio cuando el metal de litio se quema en el aire y se combina con el oxígeno (fig. 24). ³²



Figura 24. Cristales de dióxido de litio.

Es utilizado en diferentes áreas industriales como las baterías alcalinas de almacenamiento. Pero su uso relevante ha sido como componente de las cerámicas en forma de silicato. ²⁷

2.3.1.2 CONFECCIÓN

Para confeccionar las pastillas del sistema IPS e.max® Press; los cristales y elementos mencionados se combinan (debido a que comparten sus átomos de oxígeno) para producir una fusión de vidrio, con una viscosidad similar a la de la miel, esta masa fundida de vidrio se vierte en un molde de acero. Se deja enfriar en el molde hasta que alcanza una temperatura que no produce deformaciones.²⁵

Este proceso produce poros mínimos u otros defectos internos debido al proceso de flujo de vidrio pero se puede proporcionar un control de calidad fácilmente debido a la naturaleza translúcida del vidrio. Estos bloques o pastillas se producen en lotes (fig. 25).²⁵

Después de la formación del vidrio, las pastillas pasan por un proceso de nucleación y cristalización bajo tratamiento térmico, mismo procedimiento precipita los cristales y causa su crecimiento formando uniones entre ellos (procedimiento también llamado ceraming) produciendo las pastillas finales de disilicato de litio cristalino al 70%, altamente resistente a los choques térmicos debido a la baja expansión térmica que se produce cuando se fabrica (fig. 26).²⁵



Figura 25. Lote de pastillas IPS e.max® Press, Disilicato de litio.

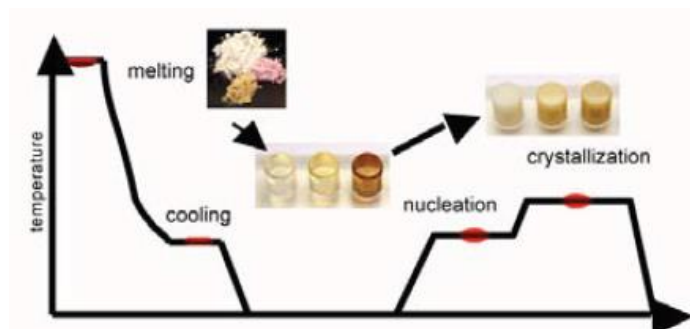


Figura 26. Proceso de nucleación y cristalización de pastillas de disilicato de litio.

2.3.1.3 PROPIEDADES

Las propiedades estructurales del sistema IPS e.max® Press se rigen de acuerdo a la norma (ISO) 6872: 2015 de la Organización Internacional para la Estandarización de cerámicas dentales y se basan en las condiciones mecánicas y estéticas.^{11, 25}

◆ RESISTENCIA A LA FLEXIÓN

La resistencia a la flexión es la fuerza por unidad de área de un material sometido a una carga de flexión hasta lograr su ruptura, se expresa en Mpa.^{1, 11}

El sistema IPS e.max® Press presenta una resistencia a la flexión de 400 MPa, siendo más alta en comparación con otros sistemas cerámicos (fig. 27).^{11, 25}

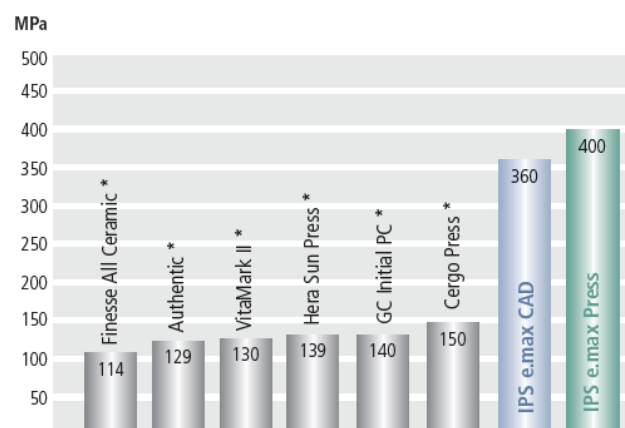


Figura 27. Resistencia a la flexión del sistema IPS e.max® Press comparado con otros sistemas cerámicos.²⁵

Para realizar pruebas y determinar la resistencia de flexión de los materiales, se utilizan maquinas universales y un software asociado (fig.28).³³

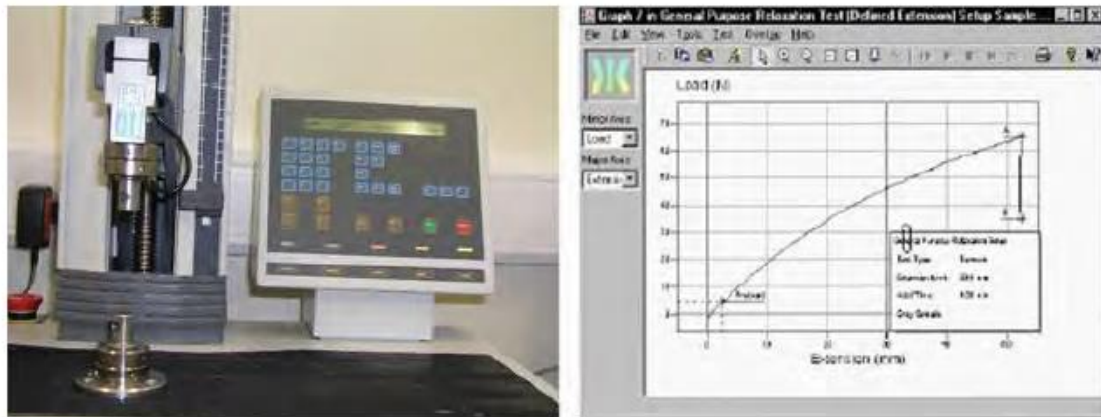


Figura 28. Ejemplo de una máquina para pruebas universales y su software asociado.³³

La máquina aplica una fuerza estática sobre una muestra de cerámica que consiste en un disco de espesor uniforme, de 12 mm de diámetro y aproximadamente 2 mm de espesor, que se coloca sobre un soporte circular al centro del dispositivo de carga con forma de balón en la punta; esta fuerza se aplica hasta que se produce la ruptura de la muestra permitiendo medir la resistencia a la flexión biaxial (fig. 29).³³



Figura 29. Prueba de resistencia a la flexión biaxial.

◆ RESISTENCIA A LA FRACTURA

Se define como la tenacidad de un material frágil, a la propagación de microfracturas, también se determina con la máquina universal y el software ya mencionado.^{11, 33}

En este sentido el rango para las cerámicas de disilicato de litio va de 2 a 3 MPa $m^{0.5}$, representando un valor elevado en comparación con otras cerámicas.²⁵

Algunos estudios indican que los sistemas cerámicos a base de disilicato de litio son mucho más resistentes a la microfractura en comparación con sistemas de zirconia. En las pruebas los dos tipos de cerámica fueron sometidos a diferentes niveles de fuerzas hasta que estas registraran algunas líneas de fractura, los resultados arrojaron que los sistemas de zirconia presentan líneas de fractura a 350 N durante 100,000 ciclos mientras que el sistema de disilicato de litio no presentó fisuras a pesar de haber sido sometida a una fuerza de 1000 N durante 1 millón de ciclos (fig. 30).^{25, 34}

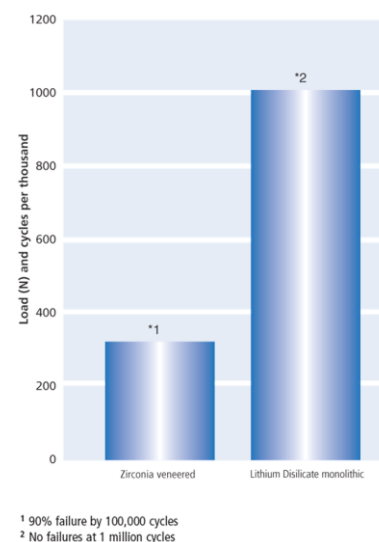


Figura 30. Comparación de la resistencia a la fractura; disilicato de litio vs zirconia.³⁴

◆ COEFICIENTE DE EXPANSIÓN TÉRMICA (CET)

El coeficiente de expansión térmica se define como la tasa específica de variación dimensional por valor unitaria de temperatura.¹¹

El CET es una característica de las cerámicas y de muchos materiales sólidos, como los metales; cuando la temperatura de un material cambia, la energía almacenada en sus enlaces intermoleculares también lo hace, por lo tanto se expanden como respuesta al calentamiento y se contraen al enfriamiento.

El CET del sistema IPS e.max® Press es de $10.2 - 10.7 \text{ } ^5K^{-1}$ a una temperatura de entre 100 y 500 °C.^{11, 25}



◆ MÓDULO DE ELASTICIDAD

El módulo elasticidad o de Young (E) es un valor que describe la inflexibilidad o rigidez relativa de un material al aplicarse una determinada fuerza, se representa a través de una gráfica carga/deformación y se expresa en Gpa.^{1,11, 25}

El módulo de elasticidad es constante lo que significa que no importa el grosor del material el modulo E es el mismo; así mismo un material con modulo E alto no necesariamente es frágil, sino es una característica propia de todos los materiales.

El módulo de elasticidad del sistema Ips emax® Press es de 95 Gpa, siendo rígido, frágil y resistente al mismo tiempo, mientras el acero de 210 Gpa es rígido, dúctil y resistente a la vez.^{1,11, 25}

◆ DUREZA

La dureza es la medida de la resistencia que ofrecen los materiales a alteraciones físicas como la penetración y el rayado.^{1, 11}

La forma más conveniente y ampliamente utilizada para medir la dureza de vidrios y cerámicas es la técnica de indentación (rayado), como lo utiliza el método Vickers mismo que utiliza un penetrador piramidal de diamante de base cuadrada.

Los valores se obtienen dividiendo la fuerza aplicada por el penetrador Vickers entre el área de superficie de la cerámica dañada por el penetrador expresándose en Mpa.^{1, 11}

El sistema IPS emax® Press presenta una alta dureza medida en Vickers de 5800 Mpa.²⁵

◆ SOLUBILIDAD QUÍMICA

Para que una cerámica dental pueda sobrevivir en la cavidad bucal, no sólo necesita ser resistente a las cargas de masticación, sino que también tiene que ser capaz de resistir el ambiente corrosivo ácido o alcalino el ambiente oral.^{25, 33}

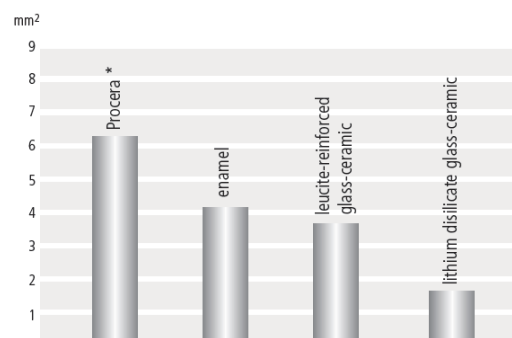
La norma ISO para la cerámica dental, establece que la cerámica en contacto directo con los fluidos en el entorno oral, debe tener una solubilidad química de $<100 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ después de la inmersión durante 16 h en ácido acético al 4% hirviendo.

El sistema IPS emax® Press presenta una solubilidad química de $40 \mu\text{g}/\text{cm}^2$, lo que da como resultado un material capaz de permanecer en la cavidad oral.^{25, 33}

◆ DESGASTE

La resistencia al desgaste es una propiedad crítica de todos los materiales dentales, en cuanto a la cerámica la inquietud recae en la compatibilidad con estructuras dentales opuestas.

Estudios bajo simulación de 5 años indican que en comparación con otras cerámicas e incluso el propio esmalte; el desgaste del disilicato de litio es muy bajo, mostrando una superficie amable con respecto al desgaste de cualquier dentición opuesta (fig. 31).²⁵



* Not a registered trademark of Ivoclar Vivadent AG
Source: Wear of Enamel against Dental Ceramics. Sorenson, et al. J Dent res. Vol 78, 1999 #909

Figura 31. Comparación del desgaste de esmalte con sistemas cerámicos y con el mismo esmalte.

Las propiedades mecánicas básicas para IPS emax® Press se resumen a continuación (tabla 5):²⁵

CTE (100–400°C) [$10^{-6}/K$]	10.2
CTE (100–500°C) [$10^{-6}/K$]	10.5
Flexural strength (biaxial) [MPa]*	400
Fracture toughness [MPa m ^{0.5}]	2.75
Modulus of Elasticity [GPa]	95
Vickers hardness [MPa]	5800
Chemical solubility [$\mu\text{g}/\text{cm}^2$]*	40
Press temperature [°C]	915–920

*according to ISO 6872

Tabla 5. Propiedades mecánicas de IPS emax® Press.

◆ BIOCOMPATIBILIDAD

Es la capacidad de un material para permanecer en armonía con un medio biológico circundante.²

La biocompatibilidad de los materiales cerámicos en la cavidad oral, se determina utilizando una variedad de métodos como pruebas citotóxicas y pruebas de difusión de agar.²⁵

En 2008 fue examinada la respuesta citotóxica del disilicato de litio como cerámica dental; se llegó a la conclusión de que estos materiales no indican ser más citotóxicos que otros materiales que se utilizan con éxito para las restauraciones dentales, incluso son menos citotóxicos comparados con ionómeros.²⁵



◆ COMPATIBILIDAD

Es la capacidad que poseen las cerámicas para permanecer en armonía con otros materiales, en este contexto el disilicato de litio es un material muy favorable para las técnicas adhesivas, pues puede grabarse con la acción ácida (ácido fluorhídrico) y además tienen la posibilidad de unirse por medio de agentes siloxanos.³⁵

◆ COLOR

El color es el resultado de la capacidad de un material u objeto para absorber una parte de la radiación óptica con una longitud de onda específica y reflejar o transmitir la restante.^{2, 36}

Desde el punto de vista estético, el material de disilicato de litio es muy versátil y cumple con excelentes características propias del diente natural como son:

◆ Translucidez

Es la cantidad de luz reflejada (espectro de la luz reflejado por un objeto y detectado por el ojo) dependerá de la capacidad de la luz para viajar a través del material.²⁵

Si la mayoría de la luz que pasa a través de una cerámica, está intensamente dispersa y difusamente reflejada, el material aparecerá opaco. Si sólo una parte de la luz se dispersa y la mayoría se transmite de forma difusa, el material aparecerá translúcido.³³

La cantidad de luz absorbida, reflejada y transmitida depende de la cantidad de cristales dentro de la matriz del núcleo, la naturaleza química, y el tamaño de las partículas en comparación con la longitud de onda de luz incidente.³³

♦ Fluorescencia

Es la emisión de luz visible que ocurre cuando cuerpos fluorescentes son expuestos a rayos excitantes (rayos de alta energía), como los ultravioleta. Se presenta sólo durante la excitación que los rayos provocan al objeto.³⁶

La dentina tiene alto nivel de fluorescencia, a comparación del esmalte. El método para observar la fluorescencia de un objeto es exponiéndolo a la luz negra o luz de Wood, la cual excita a los cuerpos fluorescentes y hace que emitan luz violeta.³⁶

Cuando se requiere de un material cerámico de excelente translucidez, refracción y fluorescencia similar al diente natural el sistema IPS emax® Press es la mejor opción entre sistemas monolíticos cerámicos, ya que este muestra valores mayores que los sistemas CAD – CAM, lava y procera.³⁷

Sin embargo para obtener estas características ópticas en el sistema IPS e.max® Press es importante hacer uso del sistema IPS e.max Ceram® a base de nanoflourapatita que describiremos más adelante (fig. 32).³⁸



Figura 32. Comparación de fluorescencia (luz negra) y translucidez (luz transmitida) del sistema IPS e.max y el diente natural.

2.3.1.4 INDICACIONES

Las restauraciones que se pueden realizar con el sistema IPS e.max® Press son las siguientes: ^{23, 24, 39}

- ♦ Carillas.
- ♦ Carillas finas.
- ♦ Carillas oclusales “table tops”.
- ♦ Inlays.
- ♦ Onlays.
- ♦ Coronas totales anteriores.
- ♦ Coronas totales posteriores.
- ♦ Prótesis fija de hasta 3 unidades en la región anterior.
- ♦ Prótesis fija de hasta 3 unidades en la región premolar hasta el segundo premolar como pilar terminal.
- ♦ Superestructuras de implante para restauración única en anterior y posterior.
- ♦ Superestructuras de implante para prótesis de 3 unidades en la región premolar hasta el segundo premolar como pilar terminal.
- ♦ Pilares híbridos para restauraciones únicas en anterior y posterior.
- ♦ Corona con pilar híbrido para restauraciones únicas en anterior y posterior. Fig. 33



Figura 33. Restauraciones indicadas para Sistema IPS e.max Press. ⁴⁰



2.3.1.5 CONTRAINDICACIONES

El sistema IPS e.max® Press está completamente contraindicado en: ^{23, 24, 39}

- ♦ Prótesis soportadas sobre inlays.
- ♦ Prótesis maryland.
- ♦ Prótesis fija de 4 o más unidades.
- ♦ Prótesis que lleguen hasta la región de molares.
- ♦ Prótesis en la región anterior de > 11 mm de ancho.
- ♦ Prótesis en la región remolar de > 9 mm de ancho.
- ♦ Colocación temporal en dientes severamente dañados.
- ♦ Preparaciones subgingivales muy profundas.
- ♦ Pacientes con dentición residual muy reducida.

2.3.1.6 VENTAJAS

Entre las principales ventajas del sistema IPS e.max® Press, destacan: ^{36, 41}

- ♦ Excelente estética.
- ♦ Efecto mimético natural.
- ♦ Translucidez y refracción de luz similares al diente natural.
- ♦ Alta dureza.
- ♦ Resistencia.
- ♦ Biocompatibilidad.
- ♦ Adaptación marginal.
- ♦ Unión química al cemento resinoso.
- ♦ Preparaciones mínimamente invasivas.
- ♦ Cementación adhesiva, autoadhesiva o convencional dependiendo de la indicación.

2.3.1.7 DESVENTAJAS

Como todos los sistemas, IPS e.max® Press también presenta ciertas desventajas:

- ♦ No soporta cargas en prótesis parciales de molares.
- ♦ Solo se pueden realizar prótesis hasta de 3 unidades.
- ♦ Requiere equipo especializado para su manufactura.
- ♦ Costo elevado por el procesado.^{36, 41}

2.3.1.8 PREPARACIONES

Para conseguir resultados óptimos con IPS e.max®, se debe tener presente los criterios básicos de preparación para restauraciones de cerámica sin metal:^{1, 2}

- ♦ Preparación de hombro con bordes internos redondeados o preparación de chaflán
- ♦ No realizar bordes afilados (fig. 34).^{23, 24}

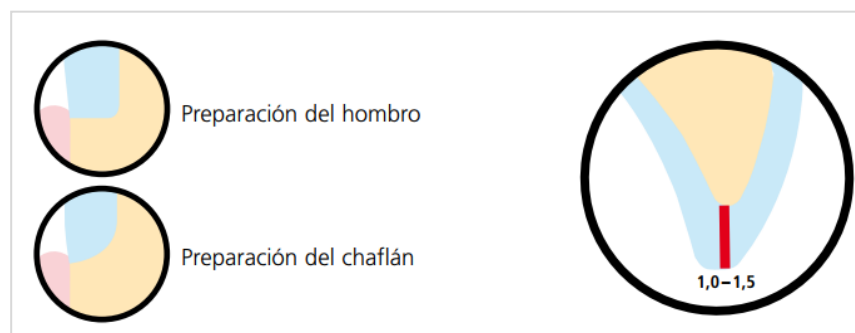


Figura 34. Criterios básicos para la elaboración de preparaciones.²⁴

Las dimensiones indicadas a continuación reflejan el grosor mínimo para las restauraciones con Sistema IPS e.max® Press; cuanto mayor sea la cantidad de dentina remanente, mejor es el pronóstico de la durabilidad y resistencia de la restauración.^{23, 24}

CARILLA

- ♦ Siempre que sea posible, la preparación deberá realizarse en el esmalte para lograr una buena adhesión. ^{23, 24, 39}
- ♦ Los bordes de la preparación incisal no deberán situarse en el área de las superficies de abrasión, ni en las superficies de contacto incisal.
- ♦ Reducir la zona cervical y labial 0,6 mm, el borde incisal al menos 0,7 mm (fig. 35), en carilla fina reducir la zona cervical y labial 0,3 mm y el borde incisal al menos 0,4 mm (fig. 36). ^{23, 24, 39}
- ♦ La terminación del margen cervical y proximal debe ser subgingival y en chaflán, debe extenderse por palatino / lingual hasta las zonas no visibles del diente.
- ♦ Si el espacio es suficiente, no es necesario realizar una preparación. ^{23, 24, 39}

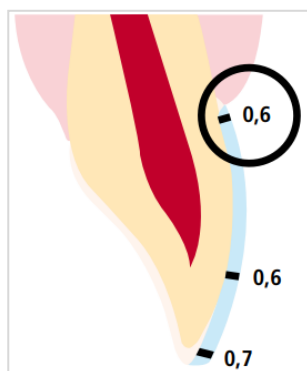


Figura 35.
Preparación para carilla. ²

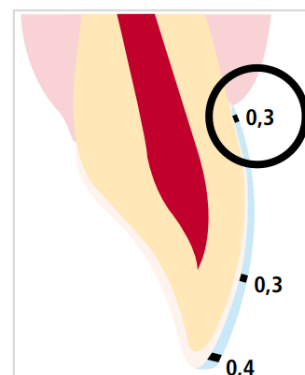


Figura 36.
Preparación para carilla fina. ²

CORONA TOTAL ANTERIOR

- ♦ Reducir la forma anatómica a fin de mantener el grosor mínimo indicado para que la restauración tenga suficiente soporte. ^{23, 24, 39}
- ♦ Determinar el desgaste necesario que se llevará a cabo debido a la necesidad de vestibularización o palatinización de la restauración.
- ♦ Preparar un hombro con bordes redondeados o chaflán con un grosor al menos de 1,0 mm, con un ángulo aproximado 10°– 30°. Reducir el tercio incisal de la corona al menos 1,5 mm. Reducir el área vestibular y palatina / lingual al menos 1,2 mm (fig. 37). ^{23, 24, 39}
- ♦ Para la cementación convencional o autoadhesiva, la preparación debe tener superficies retentivas y una altura suficiente. ^{23, 24, 39}

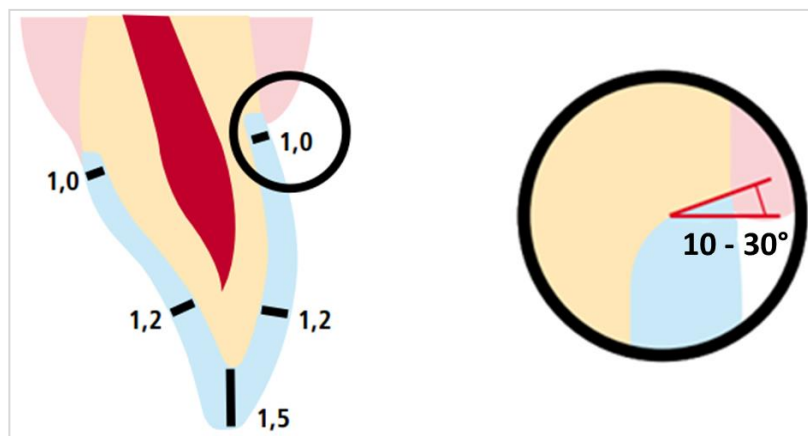


Figura 37. Preparación para corona total anterior. ²⁴

INLAY Y ONLAY

- ♦ Los bordes de la preparación no deben estar situados en los contactos centrales del antagonista. ^{23, 24, 39}
- ♦ Se tiene que observar en el área de fisura una profundidad de la preparación como mínimo de 1,0 mm, un ancho de istmo de 1,0 mm, así mismo la caja proximal con paredes ligeramente divergentes con un ángulo de 6° (fig. 38). ^{23, 24, 39}
- ♦ Además en Onlay dejar un espacio de al menos 1,0 mm en el área de las cúspides (fig. 39).
- ♦ Redondear los bordes internos y las transiciones para prevenir que se concentre la tensión dentro del material cerámico. ^{23, 24, 39}

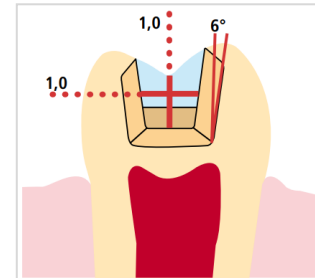


Figura 38.
Preparación para inlay. ²⁴

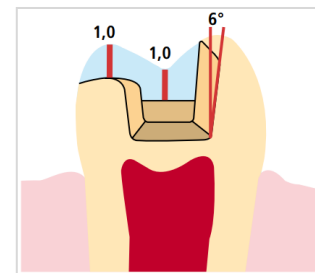


Figura 39.
Preparación para onlay. ²⁴

CARILLA OCLUSAL / TABLE TOPS

- ♦ Reducir la forma anatómica manteniendo el grosor mínimo indicado.
- ♦ Preparar un hombro con bordes redondeados o chaflán con un grosor al menos de 1,0 mm, con un ángulo de 10°– 30°. Reducir el tercio de la corona en la zona oclusal aprox. 1,0 mm (fig. 40). ^{23, 24, 39}

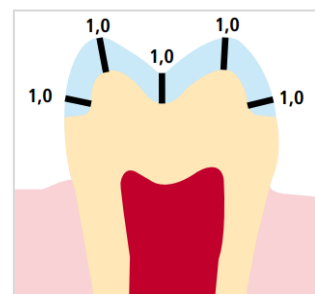


Figura 40. Preparación
para carilla oclusal. ²⁴

CORONA TOTAL POSTERIOR

- ♦ Reducir la forma anatómica a fin de mantener el grosor mínimo indicado para que la restauración tenga suficiente soporte. ^{23, 24, 39}
- ♦ Preparar un hombro con bordes redondeados o chaflán pronunciado con un grosor al menos de 1,0 mm, con un ángulo aproximado de 10°–30°, así mismo un ángulo de la preparación aproximado de 6° y reducir el área oclusal, vestibular y palatina /lingual al menos 1,5 mm (fig. 41). ^{23, 24, 39}
- ♦ Para la cementación convencional o autoadhesiva, la preparación debe tener superficies retentivas y una altura de preparación suficiente.

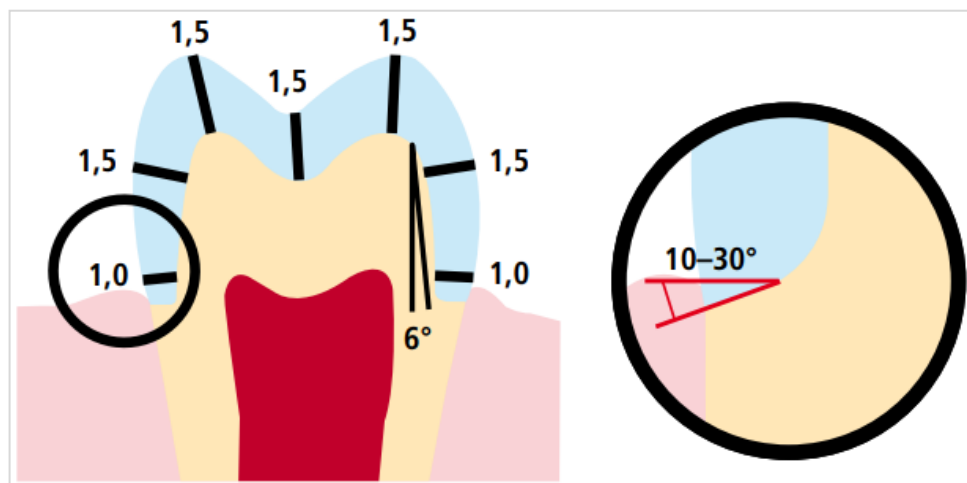


Figura 41. Preparación para corona total posterior ²⁴

PRÓTESIS PARCIAL DE 3 UNIDADES

La anchura máxima de la pieza pónica varía de un paciente a otro. Esta depende de la posición, tamaño y estado de los dientes pilares en la arcada.

Debido a la diferencia en las fuerzas de masticación, la anchura máxima aceptable de los pónicos es distinta en la región anterior y la premolar.^{23, 24, 39}

La anchura de los pónicos se determina en la pieza sin preparar.

- ♦ En la región anterior, el pónico del puente no debe superar los 11 mm.
- ♦ En la región premolar (desde el canino hasta el segundo premolar), el pónico del puente no debe superar los 9 mm (fig. 42).^{23, 24, 39}

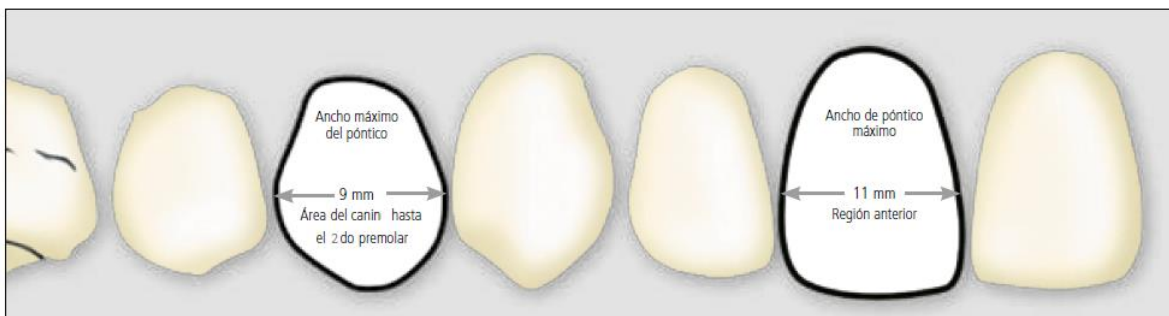


Figura 42. Medidas máximas de pónicos en prótesis parcial fija de disilicato de litio.³⁹

2.3.1.9 COLOR Y TRANSLUCIDEZ

La determinación del color es un paso importante en la fabricación de restauraciones de disilicato de litio, pues tratándose de restauraciones translucidas exige la integración óptima para lograr una excelente estética, es por ello que se deben considerar los siguientes factores: ^{24, 39, 42}

- ♦ Color de la pieza preparada (Pilar natural, reconstrucción del muñón, implante).
- ♦ Grosor, translucidez y color la restauración (Carilla, corona; HT, MT, L; A1, A2, A3)
- ♦ Color del material de cementación (fig. 43). ²⁴

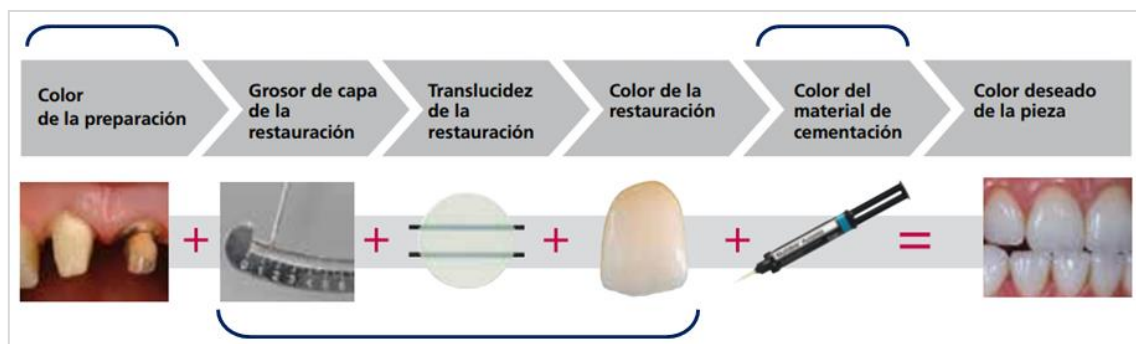


Figura 43. Factores para la selección de color en cerámica libre de metal.

Así mismo es importante:

- ♦ Determinar el color con la luz del día.
- ♦ Antes de preparar los dientes o en los dientes adyacentes después de preparar.
- ♦ El paciente no deberá llevar ropa de colores intensos ni lápiz de labios ya que puede desvirtuar los resultados.
- ♦ Es necesario tomar una fotografía de la situación inicial
- ♦ Realizar un mapeo de color, es decir; un esquema del diente a tratar con todas las pigmentaciones o defectos naturales que necesitamos comunicar al laboratorio. ³⁹ Fig. 44

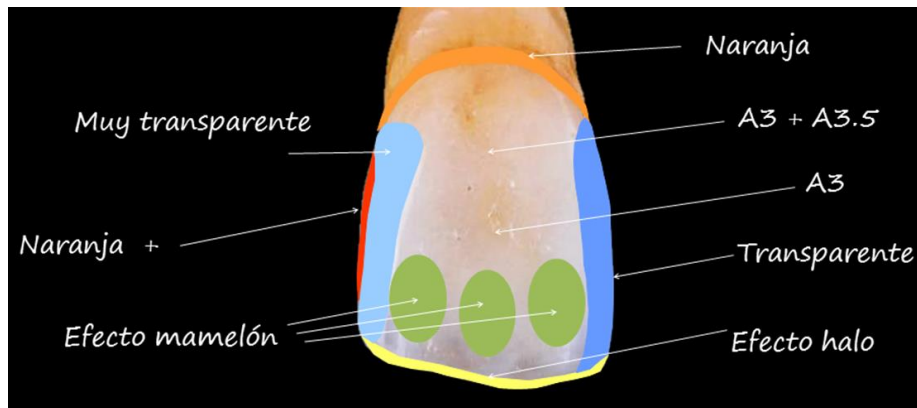






Figura 44. Ejemplo de mapeo de color. F.D

Para lograr los grados de translucidez deseados el sistema IPS e.max® Press presenta diversas pastillas (tabla. 6):^{24, 42}

- ♦ Policromáticas Multi.
- ♦ Monocromáticas de cinco niveles de translucidez (HT, MT, LT, MO, HO).
- ♦ Impulse.

<p style="text-align: center;">IPS e.max® Press (Pastilla Policromática Multi)</p> 	<ul style="list-style-type: none"> ♦ Disponible en 16 colores A-D y Bleach BL. ♦ Indicadas para carillas altamente estéticas, coronas anteriores y posteriores, coronas con pilares híbridos. ♦ Proporcionan una gradación natural del color desde la dentina hasta el borde incisal. ♦ Indicadas para "técnica de maquillaje".^{24, 42}
-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

Continúa...

<p>IPS e.max® Press HT (Alta translucidez)</p> 	<ul style="list-style-type: none"> ◆ Disponible en 16 colores A-D y Bleach BL ◆ Indicadas en restauraciones pequeñas como inlays y onlays por su elevada translucidez, similar a la del esmalte natura. ◆ Proporcionan un efecto camaleónico con excelente adaptación óptica a la estructura dental residual. ◆ Indicadas para "técnica de maquillaje" pero también se pueden usar en "técnica de cut-back". ^{24, 42}
<p>IPS e.max® Press MT (Translucidez media)</p> 	<ul style="list-style-type: none"> ◆ Disponible en los colores: A1, A2, A3, B1, BL2, BL3 y BL4. ◆ Indicadas para restauraciones que requieren más brillo que las HT y más translucidez que las LT. ◆ Presentan una translucidez media. ◆ Indicadas para "técnica de maquillaje" pero también se pueden usar en "técnica de cut-back". ^{24, 42}
<p>IPS e.max® Press LT (Baja translucidez)</p> 	<ul style="list-style-type: none"> ◆ Disponible en 16 colores A-D y Bleach BL. ◆ Indicadas en restauraciones de mayor tamaño como coronas posteriores por su baja translucidez similar a la dentina natural en esa zona. ◆ Proporcionan luminosidad e intensidad cromática similar al diente natural. ◆ Indicadas para "técnica de cut-back", pero también se pueden usar en la "técnica de maquillaje". ^{24, 42}

Continúa...

<p>IPS e.max® Press MO (Opacidad media)</p> 	<ul style="list-style-type: none"> ◆ Disponible en los colores: MO 0, MO 1, MO 2, MO 3, MO 4. ◆ Indicadas para estructuras sobre preparaciones ligeramente pigmentadas. ◆ Se complementa la forma anatómica con IPS e.max Ceram.^{24, 42}
<p>IPS e.max® Press HO (Opacidad alta)</p> 	<ul style="list-style-type: none"> ◆ Disponible en los colores: HO 0, HO 1, HO 2. ◆ Indicadas para la fabricación de preparaciones muy pigmentadas. ◆ Se complementa la forma anatómica de cada pieza con IPS e.max Ceram.^{24, 42}
<p>IPS e.max® Press Impulse</p> 	<ul style="list-style-type: none"> ◆ Disponibles en dos versiones con distintos niveles de brillo: Opal 1, Opal 2. ◆ Indicadas para carillas de colores marfil claro que requieren un efecto opalescente. ◆ Permiten fabricar restauraciones de marcadas propiedades opalescentes.^{24, 42}

Tabla 6. Pastillas del Sistema IPS e.max® Press.

Prácticamente todas las restauraciones se pueden realizar con cualquiera de las pastillas. Sin embargo, por motivos de alta estética, se recomiendan técnicas de procesamiento e indicaciones para cada pastilla (tabla. 7):²⁴

Translucidez	Técnica de procesamiento			Indicaciones								
	Técnica de maquillaje	Técnica de "cut-back"	Técnica de estratificación	Carilla oclusal ¹⁾	Carilla fina ¹⁾	Carilla	Inlay y onlay	Corona parcial	Corona anterior y posterior	Puente de 3 piezas ²⁾	Pilar híbrido	Corona con pilar híbrido
Multi	✓	✓				✓			✓			✓
HT High Translucency (alta translucidez)	✓	✓		✓	✓	✓	✓	✓				
MT Medium Translucency (translucidez media)	✓	✓		✓	✓	✓		✓	✓	✓	✓	✓
LT Low translucency (baja translucidez)	✓	✓				✓		✓	✓	✓	✓	✓
MO Medium Opacity (opaci- dad media)			✓						✓	✓	✓	
HO High Opacity (alta opacidad)			✓						✓	✓		
I Impulse	✓	✓		✓	✓	✓						

¹⁾ No utilizar la técnica de cut-back para la fabricación de carillas finas ni de carillas oclusales.
²⁾ Solo hasta el segundo premolar como pilar distal.

Tabla 7. Recomendaciones de técnicas de procesamiento y de pastillas del Sistema IPS e.max® Press.

2.3.1.10 MÉTODO DE PROCESADO

El sistema Ips e.max® Press utiliza la técnica de la cera perdida, que se basa en modelar un patrón de cera, para transformarlo mediante calor e inyección de las pastillas en una estructura cerámica, representando el 80% de la restauración completa; a continuación se describe tal proceso: ²³

◆ PREPARACIÓN DEL MODELO O MUÑÓN DE TRABAJO

Se fabrica un modelo de trabajo con segmentos desmontables, se aplica un sellador para endurecer la superficie y proteger a la matriz de yeso posteriormente se aplica un espaciador con el fin de evitar la expansión de los materiales (fig. 45). ^{23,24}



Figura 45. Modelo de trabajo. ²³

◆ MODELADO

Después de la fabricación del modelo individualizado y la preparación de las matrices, la restauración es diseñada con ceras orgánicas para evitar residuos al cocer, se realiza el diseño de la restauración de contorno anatómico completo (fig.46) ^{23,24}



Figura 46. Modelo en cera. ²³

◆ FIJACIÓN DE CANALES DE INYECCIÓN

Los canales de inyección permitirán el flujo de la cerámica viscosa al patrón de la restauración durante el proceso de inyección y se colocan en la parte más gruesa del encerado con el fin de asegurar un fluido continuo.

De acuerdo a la elección de la pastilla monocromática o policromática se determinara la colocación de los canales de inyección (fig. 47, 48).^{23, 24, 43}

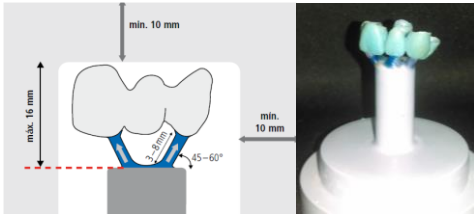


Figura 47. Canales de Inyección para pastilla monocromática.^{24, F.D}

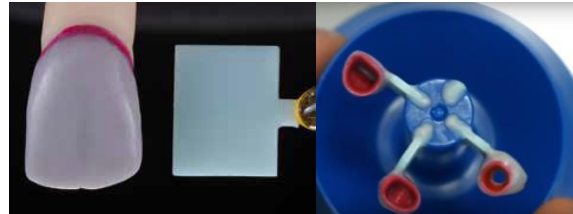


Figura 48. Canales de Inyección para pastilla policromática.^{24, 43}

◆ REVESTIMIENTO

El revestimiento consiste en duplicar el modelo en cera para permitir el proceso de inyección. Para este paso se utiliza un cilindro de silicona IPS Silicon Ring y su base para la inmersión del material sobre la estructura en cera.^{23, 24}

Se rellena el cilindro con revestimiento, polvo más líquido (IPS PressVEST o velocidad PressVEST IPS), hasta la marca y con un movimiento basculante. Se deja fraguar sin manipular.

Después de la hora de fraguado del material de inmersión respectivo (IPS PressVEST máximo 12hrs o velocidad PressVEST IPS máximo 45min), el cilindro se prepara para el precalentamiento.^{23, 24} Fig. 49

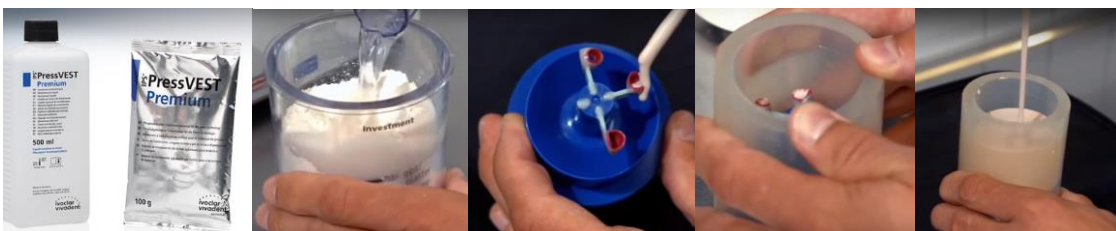


Figura 49. Cilindro de silicona y revestimiento sobre estructura en cera.⁴³

◆ PRECALENTAMIENTO

Una vez transcurrido el tiempo de fraguado, el cilindro de revestimiento se retira del cilindro plástico, se eliminan los puntos rugosos y se introduce al horno de precalentamiento, con la apertura hacia abajo; 850° C durante 45-60 min. ^{23, 24} Fig. 50



Figura 50. Pre calentamiento. ⁴³

◆ PROCESO DE INYECCIÓN

Una vez que ocurre el precalentamiento del cilindro de revestimiento. Se colocan dos pistones que permitirán el empuje del material durante el proceso de inyección y la pastilla IPS e.max seleccionada, se llevan al horno de inyección (p. ej. Programat EP 5010) y se deja pasar el ciclo de inyección a una temperatura de 920 a 925°C pasado el tiempo estipulado por el horno, se retira y se deja enfriar a temperatura ambiente. ^{23, 24} Fig. 51



Figura 51. Sistema de inyección IPS e.max® Press. ⁴³

◆ OBTENCIÓN DE LA ESTRUCTURA

Al dejar enfriar el procesado aprox. 60 min, se retira el revestimiento cortando con un disco a 3cm de la base inferior, pues de esta manera se hace de forma segura para no dañar las restauraciones. Para obtener la estructura final se realiza mediante arenado utilizando perlas de pulido a 2 y 4 bares de presión, e instrumentos de repasado.^{23,24} Fig. 52



Figura 52. Obtención de la estructura.⁴³

◆ CARACTERIZACIÓN Y TERMINADO

Se realiza por medio de cerámicas de recubrimiento, el sistema IPS e.max Press® utiliza el sistema IPS e.max Ceram® mediante técnica de maquillaje, “cut-back”, o estratificación.^{23,24}

2.3.2 SISTEMA IPS E.MAX[®] CERAM

IPS e.max Ceram es una cerámica vítrea a base de nanofluorapatita; con este sistema es posible caracterizar y estratificar restauraciones de todos los materiales IPS e.max[®] (fig. 53).⁴⁴

Los cristales de nanofluorapatita confieren a la restauración una estructura vítrea similar a la el diente vital.



Figura 53. Sistema IPS e.max[®] Press.

Las propiedades ópticas están controladas por el tamaño de sus cristales, 100–300 nm cristales de nano-fluorapatita, 1–2 μm cristales de micro-fluorapatita, siendo los de mayor tamaño los responsables de la opalescencia del material (grado de transparencia) y refracción de la luz. (fig. 54).⁴⁴



Figura 54. Microestructura de IPS e.max[®] Ceram

Técnicas empleadas para el sistema IPS e.max[®] Ceram:

◆ TÉCNICA DE MAQUILLAJE

Consiste en realizar el revestimiento del encerado en su volumen total e inyectarlo. Al obtener la restauración totalmente anatómica se complementa con ayuda de la cocción de maquillaje y glaseado.²⁴ Fig. 55, 56

El uso de las pastillas translúcidas IPS e.max® Press permite fabricar restauraciones muy estéticas sobre preparaciones ligeramente descoloridas.²⁴



Figura 55.²⁴

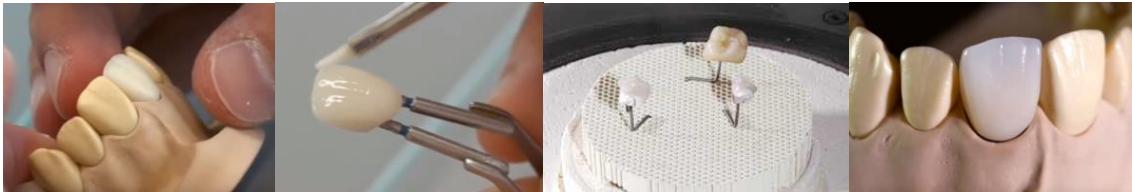


Figura 56. Ejemplo técnica de maquillaje.⁴³

◆ TÉCNICA DE “CUT- BACK”

Consiste en reducir el encerado en la zona incisal / oclusal, se realiza el revestimiento e inyectado. La restauración reducida se completa con la cerámica de estratificación en capas, finalmente se realiza la cocción de maquillaje y glaseado (fig. 57,58).²⁴



Figura 57.



Figura 58. Ejemplo técnica “cut-back”.

◆ TÉCNICA DE ESTRATIFICACIÓN

Consiste en realizar el revestimiento e inyección de la estructura de soporte (cofia). La restauración se completa dando la total forma anatómica con cerámica de estratificación en capas. Finalmente se realiza maquillaje y glaseado (fig. 59,60).²⁴



Figura 59.

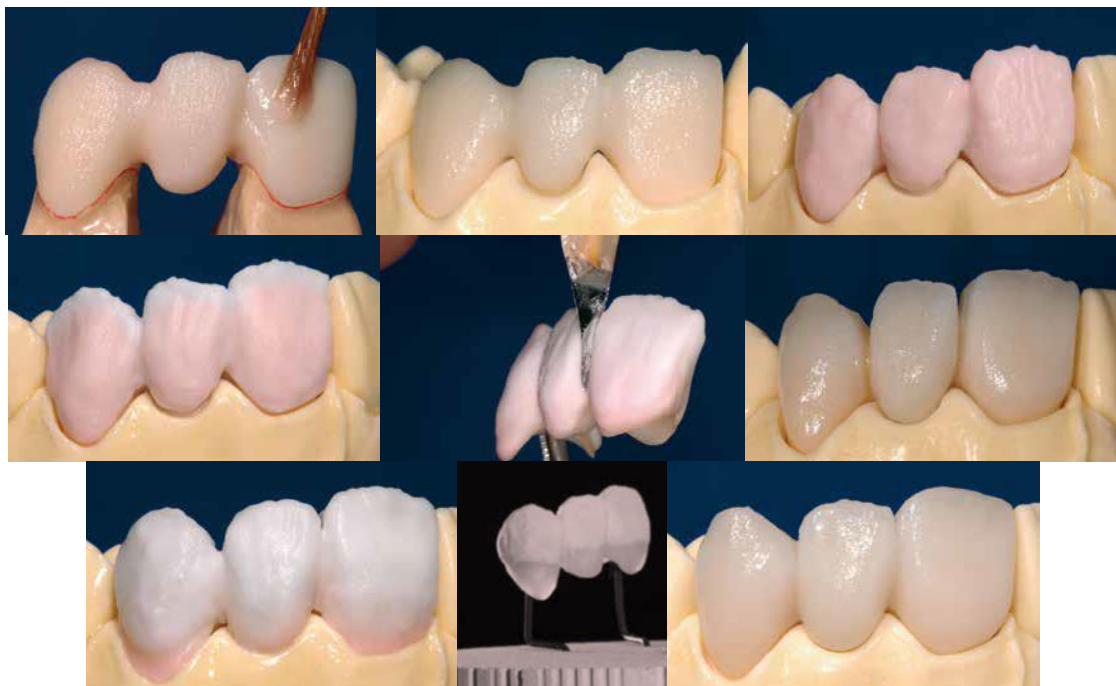


Figura 60. Ejemplo técnica de estratificación.

2.3.3 SISTEMA IPS E.MAX[®] CAD - CAM

El sistema IPS e.max[®] CAD es una vitrocerámica a base de disilicato de litio para la técnica de CAD / CAM. ⁴⁵

El proceso de fabricación produce bloques totalmente homogéneos con un característico color que varía entre el blanco, azul y gris azulado debido a la composición y microestructura de la cerámica de vidrio (fig. 61). ⁴⁵

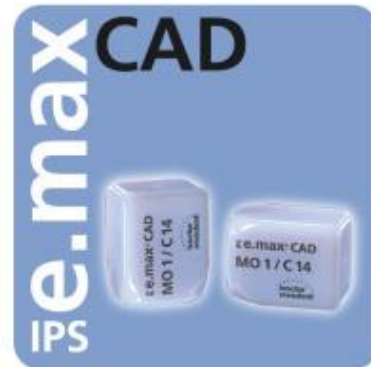


Figura 61. Sistema IPS e.max[®] CAD.

◆ COMPOSICIÓN

La microestructura está compuesta en un 70% por cristales de disilicato del litio que miden aprox. 1.5 μm de longitud (fig. 62). ²⁵

◆ INDICACIONES

- ◆ Carillas.
- ◆ Inlay.
- ◆ Onlay.
- ◆ Coronas anteriores.
- ◆ Coronas posteriores. ⁴⁵

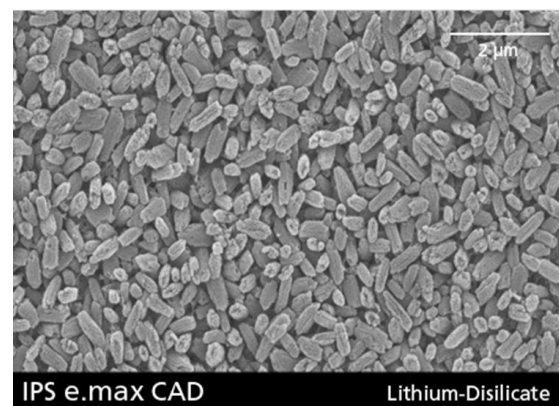


Figura 62. Microestructura de IPS e.max[®] CAD.

◆ PROPIEDADES

Una vez que los bloques IPS e.max® se han fresado, la restauración se cristaliza en un horno de cerámica, gracias a su fácil proceso de cristalización los bloques apenas sufren contracción, este proceso a 840°–850°C provoca la transformación de la microestructura a través de crecimiento controlado de los cristales de disilicato de litio. ⁴⁵

Confiriendo de esta forma propiedades mecánicas como la resistencia de 360 Mpa y propiedades ópticas color, translucidez y luminosidad. ⁴⁵

Las propiedades mecánicas básicas para IPS emax® CAD se resumen a continuación (tabla 8): ²⁵

CTE (100–400°C) [10^{-6} /K]	10.2
CTE (100–500°C) [10^{-6} /K]	10.5
Flexural strength (biaxial) [MPa]*	360
Fracture toughness [MPa m ^{0.5}]	2.25
Modulus of elasticity [GPa]	95
Vickers Hardness [MPa]	5800
Chemical solubility [$\mu\text{g}/\text{cm}^2$]*	40
Crystallization temperature [°C]	840–850

*according to ISO 6872

Tabla 8. Propiedades física de IPS emax® CAD.

Como revisamos con anterioridad los cristales de IPS e.max® Press e IPS e.max® CAD son los mismos en composición: disilicato de litio cristalino al 70%, pero el tamaño y la longitud de estos cristales son diferentes. ²⁵

Esta es la razón por la cual las propiedades del material como el CTE, el módulo de elasticidad y la solubilidad química son las mismas, sin embargo, la resistencia a la flexión y la resistencia a la fractura son ligeramente más altas para IPS e.max® Press. ²⁵



III. CONSIDERACIONES FUNCIONALES Y ESTÉTICAS EN LOS DIENTES ANTERIORES

La odontología estética se basa en técnicas de enfoque fisiológico para lograr una armonía funcional. Teniendo en cuenta la armonía entre los dientes, tejidos gingivales, labios y estructura facial.³⁷

3.1 SONRISA

Se entiende por sonrisa como expresión física en los seres humanos para expresar diversas emociones de forma voluntaria o involuntaria, con una serie de características que permiten identificar desde el punto de vista fisiológico, anatómico y funcional cualquier tipo de alteración.⁴⁶

Fisiológicamente, una sonrisa es una expresión facial generada al flexionar 17 músculos ubicados alrededor de la boca y los ojos. De acuerdo con la función muscular la sonrisa se hace en dos etapas:

En la primera hay contracción del labio superior y del pliegue nasolabial donde actúan el músculo elevador del labio superior, el músculo cigomático mayor y algunas fibras superiores del buccinador.

En la segunda etapa o etapa final hay una contracción de la musculatura periocular para soportar la máxima elevación del labio superior generando ojos entrecerrados.⁴⁶

◆ COMPONENTES DE LA SONRISA:

◆ LÍNEA DE LA SONRISA

Es una línea hipotética diseñada por los bordes incisales de los dientes anterosuperiores en relación con otras líneas de la cara, como la bipupilar y la línea incisal lo más favorable estéticamente son “Líneas Paralelas” ya que el paralelismo otorga una situación de armonía entre dos líneas. Además de que el uso de líneas horizontales ayuda a determinar la línea incisal y margen gingival en la rehabilitación restauradora.⁴⁷

La línea de la sonrisa puede ser paralela, plana, reversa o baja.

Ésta curvatura aparece más pronunciada en mujeres que en hombres, aproximadamente, además esta curvatura tiende a hacerse más plana con la edad (fig 63).⁴⁷



Figura 63. Tipos de línea de la sonrisa A plana, B paralela, C reversa.

◆ LÍNEA LABIAL

La cantidad de exposición dental cuando se considera la altura del labio superior en relación con los incisivos centrales y tejidos gingivales durante la sonrisa. Se clasifica en:³⁷

-Línea del labio baja: Durante la sonrisa solo queda a la vista una parte limitada de las estructuras dentales.³⁷

-Línea del labio mediana: Solo queda a la vista dientes y papilas interproximales durante la sonrisa.

-Línea del labio Alta: Se manifiesta cuando los dientes y encía quedan a la vista durante la sonrisa. Cabe destacar que cuando la exposición gingival es mayor a 3 mm se conoce como sonrisa gingival y esta se considera antiestética (fig. 64).³⁷

Existen limitantes al modificar las líneas labiales pero dentro de la terapéutica existe la cirugía ortognática, ortodoncia para intruir, cirugía plástica periodontal, así como la odontología restauradora.³⁷



Figura 64. Línea Labial A) Baja. B) Media C) Alta.

3.2 POSICIÓN Y FORMA GINGIVAL

Los márgenes gingivales presentan dos contornos considerados agradables estéticamente.

-Patrón sinuoso: Ocurre cuando el margen gingival del incisivo lateral está debajo de la línea hipotética trazada tangente entre los márgenes gingivales del incisivo central y el canino (fig. 65).³⁵



Figura 65. Patrón gingival sinuoso.

-Patrón recto: ocurre cuando los márgenes gingivales del incisivo central, incisivo lateral y canino están alineados en la misma tangente (fig. 66).³⁵



Figura 66. Patrón gingival recto.

La posición menos favorable a nivel de los laterales es apical a la de los centrales o caninos (fig. 67).³⁵



Figura 67. Posición apical

♦ TRONERAS

Las troneras interdentes están relacionadas con el ancho mesiodistal del sector anterior y de los puntos de contacto dentales, formando una “V” invertida denominado espacio negro o negativo de la boca.³⁷

Por lo tanto, las troneras o ángulos cerrados (menores) serán igual a dientes más anchos, mientras que en su inversa serán dientes más estrechos.

Las troneras gingivales se determinan mediante la cresta alveolar, las paredes proximales de diente adyacentes, así como del punto de contacto cervical. Sumando a ello la morfología gingival va a determinar el margen gingival que contornea a la estructura dental (fig. 68).³⁷



Figura 68. Tronera gingival.

3.3 PROPORCIONES DENTALES

Existen teorías acerca de que la forma de la cara está relacionada con la morfología dental, también es usada la teoría de género menciona que en las mujeres son ángulos más redondeados mientras que en los hombres son ángulos rectos.³⁷

Anteriormente se utilizaba la gradiente de Levin (1978) basado en la proporción aurea, dorada o divina en el que solo entra en la clasificación el 17% de las personas.

La más adecuada actualmente corresponde a la proporción coronaria entre altura y anchura. Las medidas promedio determinan que la anchura de los incisivos centrales superiores corresponde en un 80%.³⁷

♦ INCLINACIÓN AXIAL

El eje de los dientes anteriores presenta inclinación mesial en incisal mientras que, en distal hacia apical, esto determina el “*cenit gingival*” que se denomina el punto más apical del contorno gingival de aspecto triangular (fig. 69).³⁷



Figura 69. Inclinación axial.



PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La exigencia actual de los pacientes por restauraciones más naturales y estéticas, así como la innovación tecnológica de sistemas cerámicos, obliga al cirujano dentista a conocer y poner en práctica el uso de cerámicas libres de metal con propiedades ópticas, biocompatibles, mecánicas y funcionales mejoradas.

En este contexto, ¿Actualmente existe alguna cerámica dental libre de metal que cumpla con propiedades ideales para la rehabilitación del sector anterior?



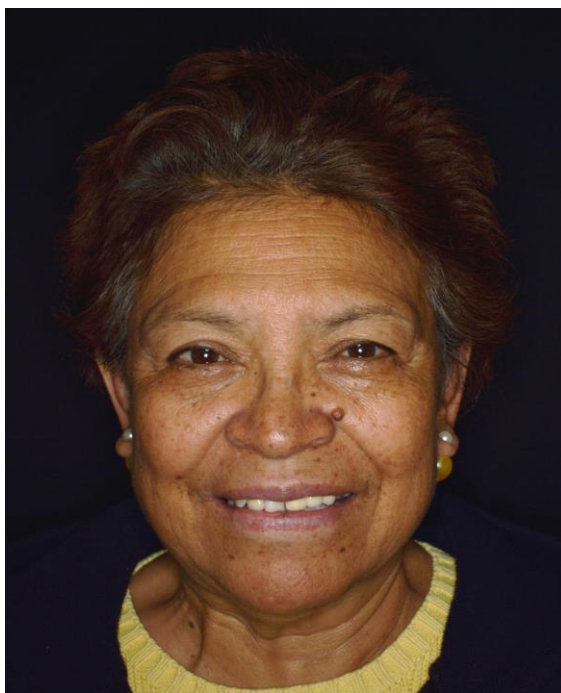
OBJETIVO

Describir la rehabilitación protésica del sector anterosuperior de una paciente, mediante el uso de restauraciones de disilicato de litio, utilizando el sistema IPS e.max® Press y destacar las propiedades de dicho material.

MÉTODO

IV. CASO CLÍNICO

4.1 PRESENTACIÓN DEL CASO CLÍNICO



Se presenta a consulta dental privada, paciente de sexo femenino de 60 años de edad, aparentemente sana sistémicamente. Fig. 70

MOTIVO DE LA CONSULTA:

“No me gustan mis dientes de arriba, están muy gruesos y tienen colores diferentes”

Figura 70. Fotografía frontal. F.D.

Se realiza historia clínica médica odontológica en la cual refiere no padecer enfermedades sistémicas, no fumar y no consumir alcohol.

4.2 FASE PRE-PROTÉSICA

Se realizó un examen fotográfico extraoral e intraoral, examen radiográfico, impresión anatómica y montaje de modelos en un articulador semiajustable como auxiliares de diagnóstico para la planeación del tratamiento.

FOTOGRAFÍAS EXTRAORALES



Figura 71. Fotografías seria A) Lateral izquierdo. B) Perfil izquierdo. C) Frontal. D) Perfil derecho. E) Lateral derecho. Fotografías sonrisa F) Lateral izquierdo. G) Perfil izquierdo. H) Frontal. I) Perfil derecho. J) Lateral derecho. ^{F.D.}

ANÁLISIS FACIAL

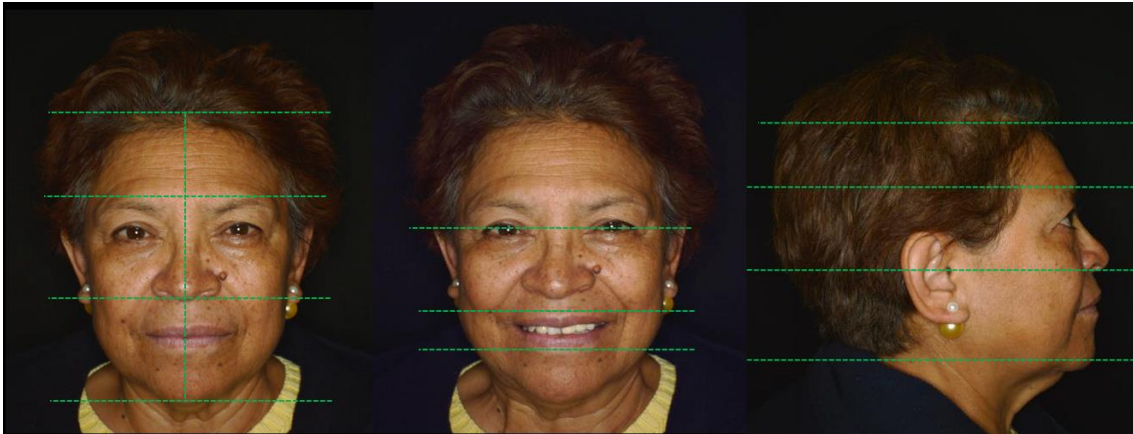


Figura 72. Análisis Facial. F.D.

- ♦ Se observa que el lado derecho de la cara es ligeramente más prominente que el lado izquierdo.
- ♦ El tercio superior es de menor proporción que el tercio medio e inferior.
- ♦ La línea bipupilar y la línea labial son ligeramente asimétricas.
- ♦ Perfil convexo. Fig. 72

ANÁLISIS LABIAL

Ligeramente asimétricos, tonicidad acorde a su edad, humectación regular, coloración homogénea con petequias en ambos labios.

Fig. 73



Figura 73. Análisis labial. F.D.

ANÁLISIS DE LA SONRISA

Línea de la sonrisa: Plana

En relación de los bordes incisales de los dientes anterosuperiores con la curvatura del labio inferior. Fig. 74



Figura 74. Línea de la sonrisa: Plana. F.D.

Línea labial: Baja

Durante la sonrisa, solo una parte limitada de las estructuras dentales quedan a la vista. Fig. 75, 76



Figura 75. Línea labial: Baja. F.D.



Figura 76. Vista lateral, línea labial: Baja F.D.

FOTOGRAFÍAS INTRAORALES



Figura 77. Frontal intraoral F.D.



Figura 78. Oclusal superior. F.D.



Figura 79. Oclusal inferior. F.D.



Figura 80. Lateral derecha en oclusión. F.D.



Figura 81. Lateral izquierda en oclusión. F.D.



Figura 82. Sondeo periodontal. F.D.



A la exploración clínica se observó:

En maxilar:

- Restauraciones metal/porcelana mal ajustadas en los órganos dentarios 12, 21 – 23, así como inflamación gingival.
- Desajuste de amalgamas en 16, 17, 26 y 27.
- Acumulo de placa dentobacteriana.

En mandíbula:

- Arcada parcialmente desdentada; ausencia de los órganos dentarios 36, 37, 46 y 47.
- Recesión gingival por vestibular del órgano dentario 41.
- Acumulación de placa dentobacteriana.
- Acumulo de cálculo dental por vestibular y lingual de los órganos dentarios 41,42 y 31.

En el sondeo periodontal se registra:

Fig. 83

- Bolsas periodontales de 4 y una de 5 mm.
- Recesión gingival en 41 de 10mm con movilidad grado I

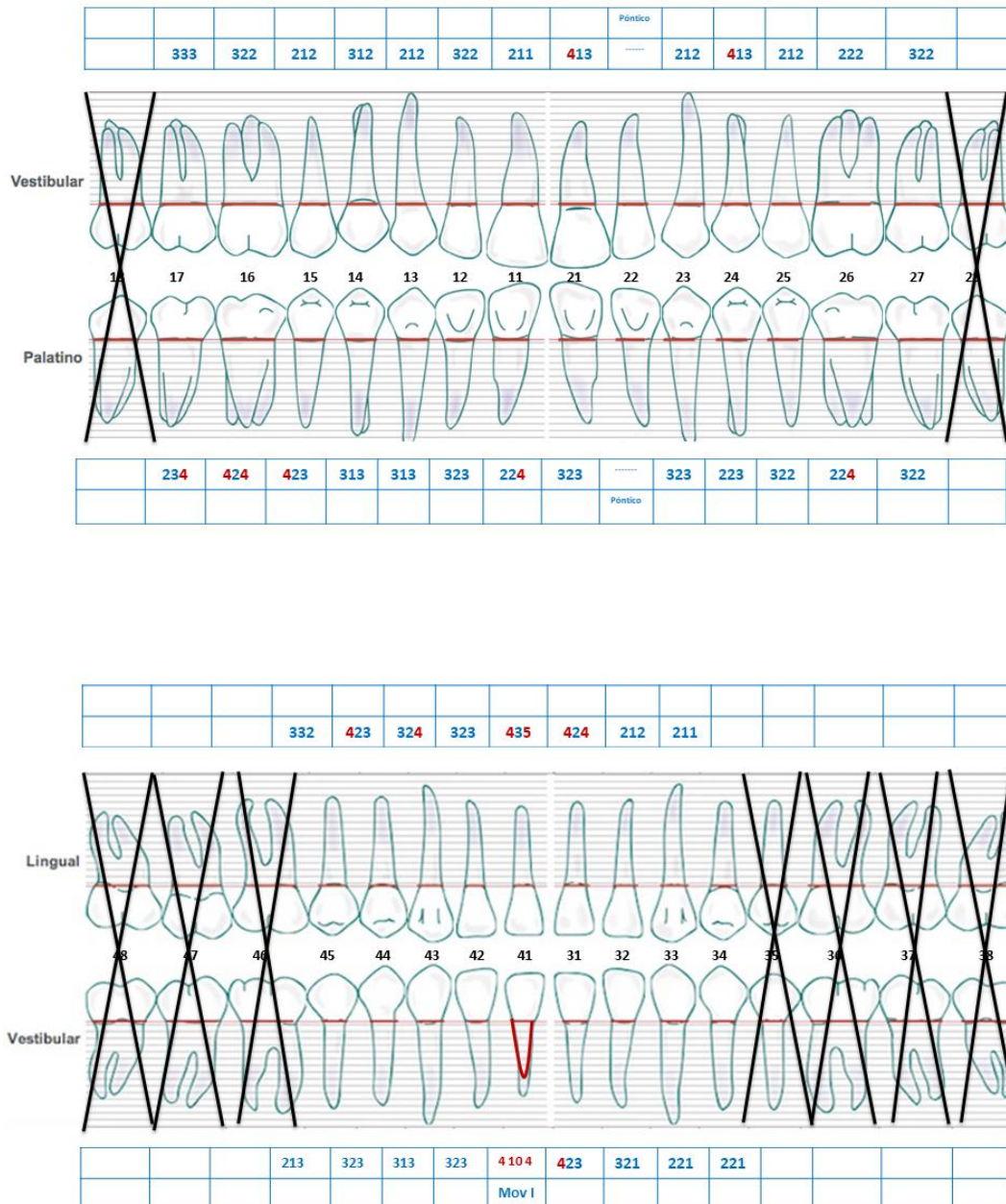


Figura 83. Registro de sondeo periodontal. F.D.

ESTUDIO RADIOGRÁFICO

En el estudio radiográfico se observa el desajuste de las restauraciones metal/porcelana de los órganos dentarios 12, 21 – 23 así como tratamiento de conductos y endoposte metálico en 12, las restauraciones de amalgama en 16,17, 26 y 27, ausencia dental de 36, 37, 46 y 47 y pérdida ósea horizontal que involucra 41, 42 y 31. Fig. 84

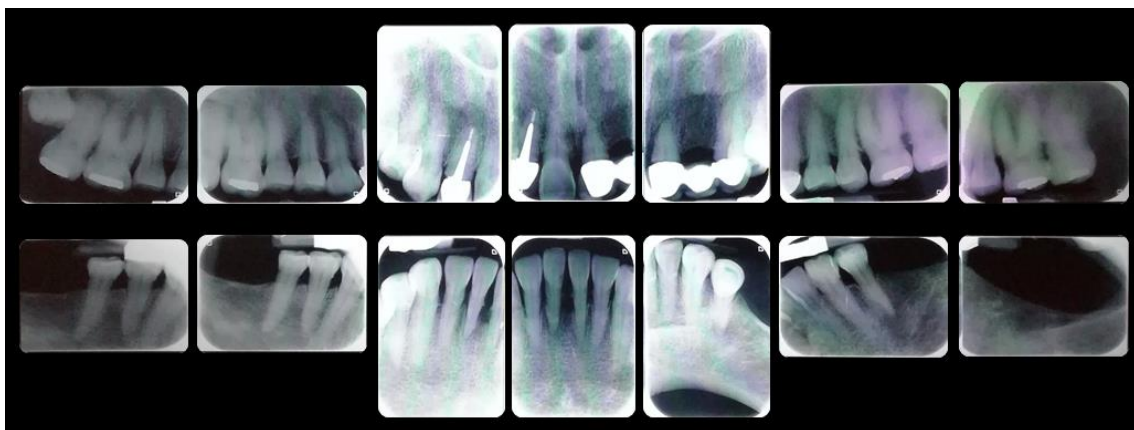


Figura 84. Serie radiográfica. F.D.

IMPRESIÓN ANATÓMICA Y OBTENCIÓN DE MODELOS

Se toma impresión de arcada total superior e inferior con alginato y se obtienen modelos de estudio, así mismo se toman registros interoclusales con silicona pesada. Fig. 85-87

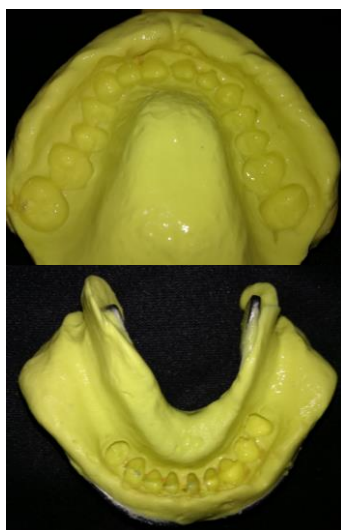


Figura 85. Impresión superior e inferior. F.D.

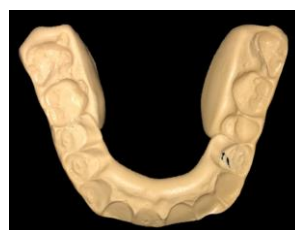


Figura 86. Registro interoclusal. F.D.



Figura 87. Modelo de estudio superior e inferior. F.D.

REGISTRO CON ARCO FACIAL Y MONTAJE DE MODELOS

Se transfiere la información del paciente con ayuda del arco facial a un articulador semiajustable para determinar la posición del maxilar y la mandíbula de la paciente en oclusión céntrica.

La articulación del modelo superior se realiza con un registro en cera sobre la horquilla del arco facial y la articulación del modelo inferior mediante el registro interoclusal previamente tomado. Fig. 88, 89.



Figura 88. Registro con arco facial. F.D.

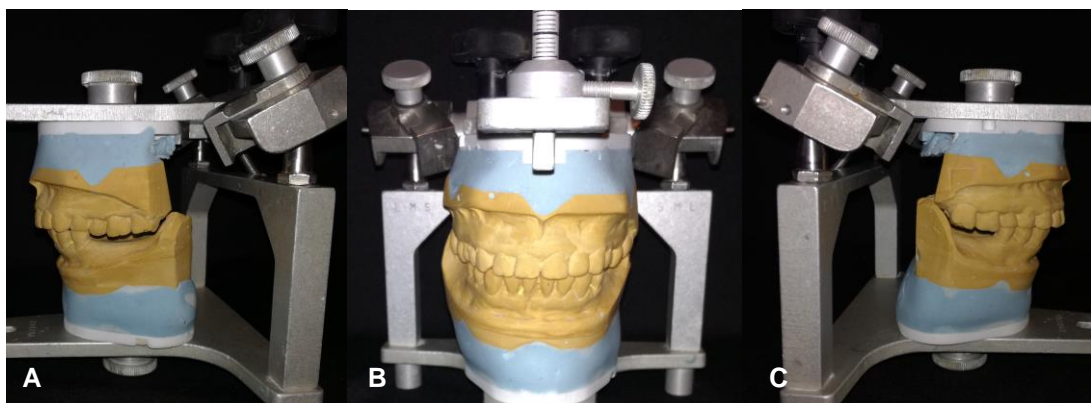


Figura 89. Montaje en articulador semiajustable.
A) Vista lateral izquierda. B) Vista frontal. C) Vista lateral derecha. F.D.



DIAGNÓSTICO BUCAL

- Restauraciones metal/porcelana mal ajustadas en los órganos dentarios 12, 21 – 23.
- Desajuste de amalgamas en 16, 17, 26 y 27.
- Ausencia de los órganos dentarios 36, 37, 46 y 47 conformando una Clase 1 de Kennedy (desdentado bilateral posterior).
- Recesión gingival Clase III de Miller (Recesión gingival que va más allá de la unión mucogingival con pérdida ósea y de tejido blando) por vestibular del órgano dentario 41.
- Gingivitis por acumulo de placa dentobacteriana.
- Periodontitis localizada en 41,42 y 31.



PLAN DE TRATAMIENTO

Se planteó un tratamiento general, sin embargo debido a la necesidad del paciente de restaurar con mayor urgencia el sector anterosuperior se propone:

Primera fase de tratamiento:

- Fase uno periodontal. (CPP, técnica de cepillado)
- Con fines protésicos y estéticos; coronas de disilicato de litio en el sector anterosuperior abarcado 13,12,11,21, 22 y 23.
- Cambio de amalgamas en 16,17, 26 y 27.
- Colocación de un removible en la arcada inferior para dar estabilidad oclusal en el sector posterior.

Segunda fase de tratamiento:

Se propone cirugía periodontal para colocar injerto de tejido conectivo y tejido óseo. Debido a la movilidad grado I y recesión marginal más allá de la unión mucogingival. Se puede predecir una cobertura radicular parcial.

Así mismo se contempla la colocación de implantes para restaurar el sector inferior posterior y a expensas de los resultados del tratamiento periodontal, no se descarta la idea de colocar implantes de la región de 41, 42 y 31.

** El presente trabajo se enfocará a la restauración protésica del sector anterosuperior.

4.3 FASE PROTÉSICA

4.3.1 ENCERADO DIAGNÓSTICO

El encerado diagnóstico se realiza con la finalidad de mostrarle a la paciente un prototipo del final de su tratamiento.

Nos permitió evaluar y planificar el tratamiento para coronas unitarias en 11, 12,13 y prótesis de tres unidades en 21,22 y 23. Fig. 90

Así mismo el encerado diagnóstico es útil para realizar llaves de silicón para determinar el desgaste de los órganos dentarios y confeccionar un provisional.



Figura 90. Encerado diagnóstico.
A) Vista lateral izquierda. B) Vista frontal. C) Vista lateral derecha. F.D.

4.3.2 RETIRO DE RESTAURACIONES PRESENTES

Debido al desfavorable diseño y confección de los materiales restaurativos; para iniciar el tratamiento protésico fue indispensable:

- ♦ Retirar la restauración metal – porcelana mal ajustada del órgano dentario 12.
- ♦ Retirar el endoposte metálico mal ajustado en 12.
- ♦ Retirar prótesis metal – porcelana mal ajustada de 21 a 23. Fig. 91



Figura 91. Retiro de restauraciones. F.D.

◆ TRATAMIENTO DE CONDUCTOS

Se realiza tratamiento de conductos en el órgano dentario 12, con fines protésicos pues el muñón dental permanece muy pequeño, con caries dental y la pulpa dental muy próxima a la estructura dental remanente presentando sensibilidad al contacto con el aire y agua. Fig. 92



Figura 92. Tratamiento de conductos en 12. F.D.

◆ POSTES DE FIBRA DE VIDRIO

Se colocan postes de fibra de vidrio en los órganos dentarios 12 y 21 y se reconstruye los respectivos muñones.

4.3.3 PREPARACIONES

Se preparan los muñones de los órganos dentarios 11, 12, 13, 21 y 23. Fig. 93,94

Siguiendo los criterios por el sistema IPS e.max® Press para el desgaste mínimo para coronas anteriores (Hombro con bordes redondeados o chaflán con un grosor al menos de 1,0 mm, reducir el tercio incisal al menos 1,5mm. el área vestibular y palatina / lingual al menos 1,2 mm). Fig. 95

Las preparaciones se realizaron con fresa de diamante troncocónica de punta redondeada para obtener una terminación de chaflan y una fresa de diamante de balón de americano para dar forma a la porción palatina. Se pulen con fresas de grano fino y extrafino.

Así mismo se utilizó como guía de desgaste una matriz de silicona tomada del encerado diagnóstico. Fig. 96



Figura 93. Vista oclusal de las preparaciones. F.D.



Figura 94. Vista frontal de las preparaciones. F.D.

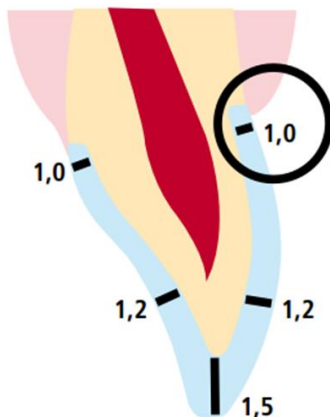


Figura 95. Preparación para corona total anterior. ²⁴



Figura 96. Guía de desgaste con matriz de silicona. F.D.

4.3.4 SELECCIÓN DE COLOR

Se utilizó el colorímetro chromascop.

Se determinó en los dientes adyacentes después de preparar.

Se le solicitó a la paciente no llevar ropa de colores intensos ni lápiz labial ya que podría desvirtuar los resultados.

Se indicó al técnico mediante una fotografía, un mapeo de color y la fotografía inicial del paciente las siguientes tonalidades. Fig. 97



Figura 97. Selección de color. F.D

Para el tercio gingival: 310

Para el tercio medio: 130

Para el tercio incisal: 120

4.3.5 PROVISIONALES

Se confeccionaron los provisionales con acrílico auto curable con técnica directa, utilizando una llave de acetato en base al encerado diagnóstico. Fig. 98



Figura 98. Llave de acetato para técnica directa. ^{F.D.}

Posteriormente los excedentes de acrílico son recortados y se delimitan perfectamente las troneras. Fig. 99



Figura 99. Recorte y delimitación de troneras.
Cortesía Dr, Emilio Canales. ^{F.D.}

Se realiza rebase en los órganos dentarios 12,12 y 21.

Se evalúan los movimientos excéntricos de la mandíbula con los provisionales para evitar interferencias, se pulen y se cementan con Temp Bond. Fig. 100



Figura 100. Provisionales cementados en boca. ^{F.D.}

4.3.5 IMPRESIÓN

◆ COLOCACIÓN DE HILO RETRACTOR

Posterior al proceso de tallado se coloca hilo retractor alrededor de todas las preparaciones para lograr que el material de impresión penetre perfectamente y copie con exactitud las terminaciones de cada uno de los dientes preparados.

El hilo que se colocó fue Ultrapack de la casa comercial Ultradent®; primero se empaco el hilo 000 y posteriormente el de 00, humectados con hemostático Hemodent® para evitar el sangrado del surco gingival. Fig. 101 - 104



Figura 101. Hilo retractor 000 y 00 Ultradent, hemostático Hemodent.



Figura 102. Vista oclusal con el hilo retractor 000. F.D.



Figura 103. Colocación de hilo retractor 00. F.D.



Figura 104. Vista oclusal con el hilo retractor 00. F.D.

◆ TOMA DE IMPRESIÓN

Se lleva a cabo con silicón por adición polivinil siloxano Variotime® de la casa comercial Kulzer; con la técnica de impresión a dos pasos. Fig. 105



Figura 105. Polivinil siloxano Variotime®. F.D.

Primero se utiliza el silicón pesado con proporción 1:1, se mezcla hasta conseguir una pasta homogénea y se lleva a boca mediante una cucharilla metálica total para hacer un copiado de todas las preparaciones.

Enseguida se retira el hilo retractor 00 y se inyecta el silicón ligero alrededor de las preparaciones para hacer un copiado fiel de cada una de ellas. Fig. 106, 107.



Figura 106. Retiro del hilo retractor 000. F.D.

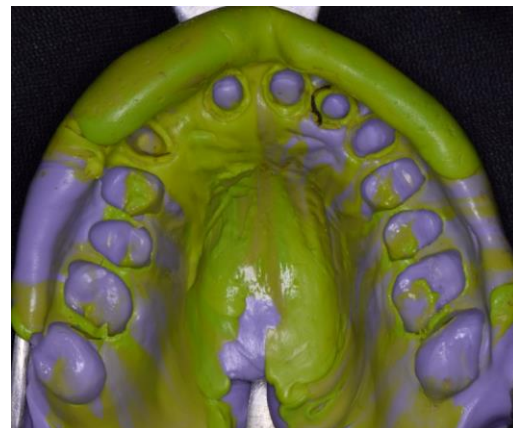


Figura 107. Impresión definitiva. F.D.

◆ OBTENCIÓN DE MODELOS

Previamente se toma una impresión anatómica a la arcada inferior, se obtiene el modelo con yeso tipo IV y se fabrica una base de registro con un rodillo de cera para determinar la altura. Fig. 108

Se realiza un registro interoclusal de la parte anterior con Occlufast de la casa comercial Zhermack®. Fig 109, 110



Figura 108. Base de registro con cera en modelo inferior. F.D.



Figura 109. Registro interoclusal con Occlufast. F.D.



Figura 110. Base de registro con cera y Occlufast. F.D.

Se obtiene el modelo superior con yeso tipo IV y se fabrican dados de trabajo para delimitar cada restauración. Fig. 111



Figura 111. Modelo superior con dados de trabajo. F.D.

4.3.7 REGISTRO CON ARCO FACIAL Y MONTAJE DE MODELOS

Nuevamente se transfiere la información del paciente con ayuda del arco facial a un articulador semiajustable para determinar la posición del maxilar y la mandíbula de la paciente en oclusión céntrica. Fig. 112, 113.

Se mandan los modelos articulados al laboratorio.

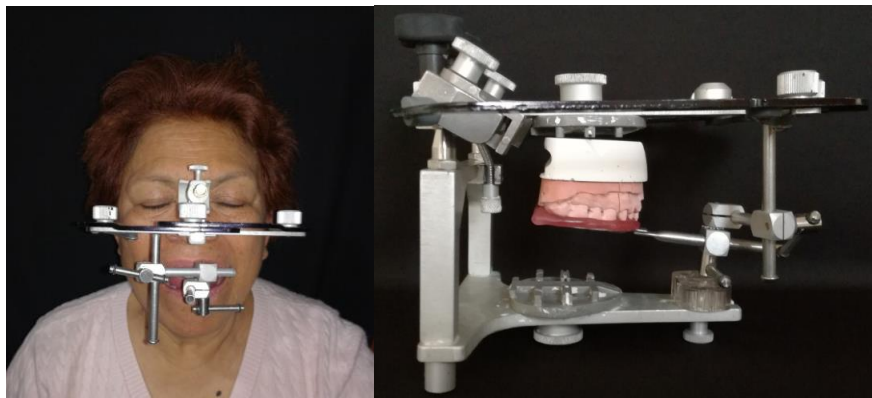


Figura 112. Registro con arco facial. ^{F.D.}

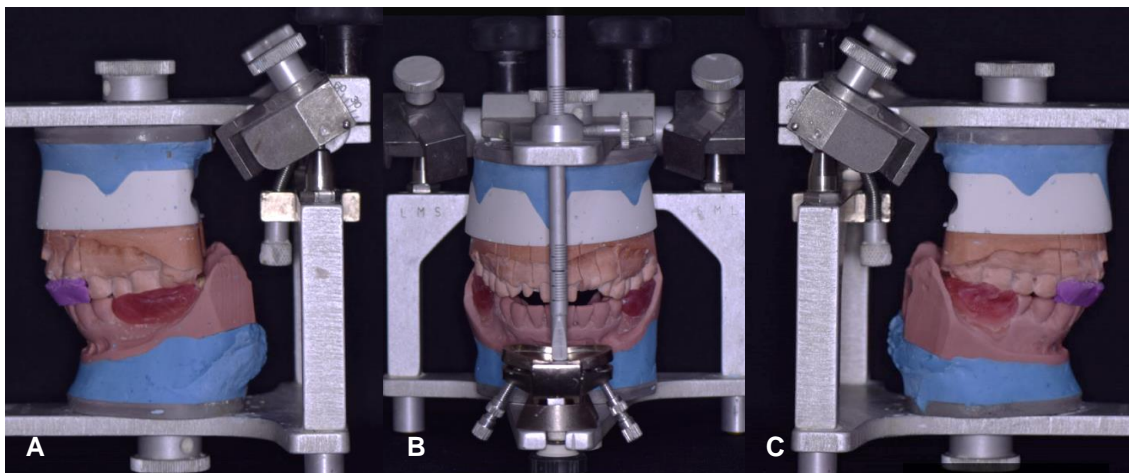


Figura 113. Montaje de las preparaciones en articulador semiajustable.
A) Vista lateral izquierda. B) Vista frontal. C) Vista lateral derecha. ^{F.D.}

4.3.8 PRUEBA EN CERA

Se solicita al laboratorio dental la prueba en cera de las restauraciones futuras de disilicato de litio, con el propósito de verificar detalles como ajuste, estética y proporción de las mismas. Fig. 114



Figura 114. Prueba en cera de futuras restauraciones con disilicato de litio. ^{F.D.}

En este contexto, se solicitó disminuir el borde incisal y proporcionar un eje axial más estético del órgano dentario latera derecho.

4.3.9 CEMENTACIÓN



Figura 115. Restauraciones entregadas por el laboratorio. ^{F.D.}

Se retiran las restauraciones provisionales y se limpian las preparaciones con un cepillo o copa de hule y clorhexidina al 0.12%.

Se prueban las restauraciones y se realiza ajuste interproximal y ajuste oclusal con papel de articular de 40 micras. Fig. 116



Figura 116. Ajuste de las restauraciones. ^{F.D.}

Se solicita al laboratorio el glaseado nuevamente de la porcelana.

Se realiza acondicionamiento de la restauración, esto es un grabado de la restauración con ácido fluorhídrico al 5%. El objetivo de éste es crear superficies retentivas, lo que permitirá una unión adhesivo cerámica micromecánica. Se lava con abundante agua y se seca con aire libre de aceite. Fig. 117

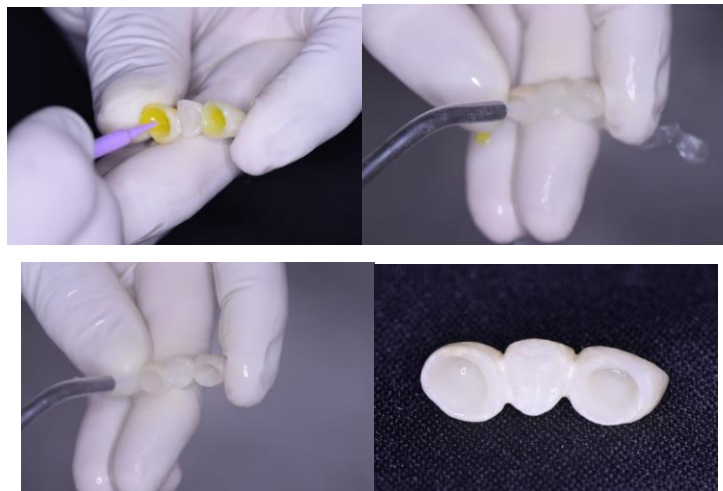


Figura 117. Acondicionamiento de las restauraciones. ^{F.D.}

Posteriormente se aplica silano en la parte interna de la restauración y se deja reaccionar durante 60 seg. Este permite mejorar la adhesión de la resina con las cerámicas a base de sílice. Fig. 118



Figura 118. Aplicación de silano. ^{F.D.}

A continuación se lava y se seca la preparación con aire libre de aceites.

Se mezcla el cemento autoadhesivo RelyX® U200 de 3M y se coloca en la restauración para consecutivamente llevarla a su sitio. Fig. 119

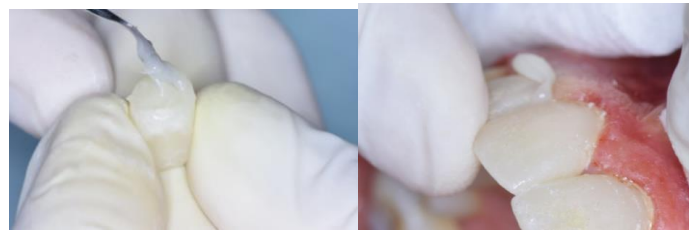


Figura 119. Cementación. F.D.

Se retiran excedentes y se fotopolimerizan todas las caras y uniones de la restauración 20 segundos. Posteriormente se pulen contornos. Fig. 120,121,122



Figura 120. Retiro de excedentes. F.D.

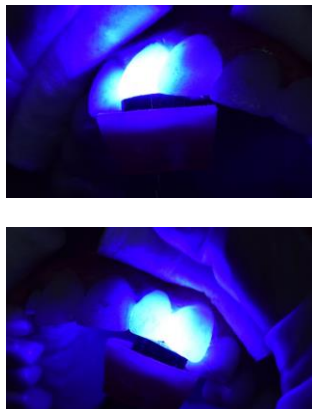


Figura 121. Fotopolimerizado. F.D.



Figura 122. Pulido. F.D.



Figura 123. Restauraciones inmediatas a la cementación. F.D.

4.4 RESULTADO FINAL

Las siguientes fotografías muestran el antes y después de la rehabilitación del sector anterosuperior.



Figura 124. Fotografía frontal inicial. F.D.



Figura 125. Fotografía frontal final. F.D.

** La arcada inferior se restaurará en la segunda etapa del tratamiento.



Figura 125. Fotografía sonrisa inicial. ^{F.D.}



Figura 125. Fotografía sonrisa final. ^{F.D.}



CONCLUSIONES

El Sistema IPS e.max® Press Disilicato de litio, es un material que por su resistencia, baja solubilidad, buen coeficiente de expansión térmica, resistencia a la fractura; es considerado una buena alternativa en las rehabilitaciones en la zona anterior, favoreciendo la estética ya que posee diversos grados de translucidez lo que permite ofrecer una apariencia más natural, además el disilicato de litio es un material biocompatible y menos tóxico que otros materiales dentales.

En la actualidad los pacientes demandan mayor estética en las rehabilitaciones, por lo que es de suma importancia tener conocimiento de materiales de nueva generación que nos brinden restauraciones con excelentes propiedades, así mismo es importante asegurarnos que por medio de estudios a largo plazo, dichos materiales cumplan con las propiedades que ofrecen.

El disilicato de litio posee una importante resistencia a la fractura de 400Mpa por lo que puede utilizarse en restauraciones de coronas totales unitarias tanto para el sector posterior como anterior, restauraciones parciales, carillas anteriores, carillas oclusales, restauración en implantes, restauración de la zona anterior por medio de puentes fijos de máximo tres unidades y puentes fijos en zona posterior (hasta segundo premolar).

Cabe destacar la importancia del manejo del sistema en todos sus pasos además del trabajo en conjunto que se realiza con el laboratorista para conseguir un éxito seguro en la rehabilitación del paciente.

Siempre y cuando se respeten las indicaciones y contraindicaciones del sistema IPS e.max Press®, este es la mejor opción para un tratamiento de rehabilitación estética.



REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Anusavice Kenneth. Phillips. Ciencia de los Materiales Dentales. 11°. Madrid: Elsevier, 2004.
2. The Glossary of prosthodontic terms. J Prosthet Dent. 2017 May; 117.
3. Ivoclar Vivadent.
<https://blog.ivoclarvivadent.com/lab/es/cer%C3%A1mica-dental-la-peque%C3%B1a-historia-de-un-gran-descubrimiento>
4. Rosenstiel Land Fujimoto. Prótesis Fija y Contemporánea. Cuarta edición. Editorial elsevier España. 2009. pp 147.
5. Ring E. Historia Ilustrada de la Odontología. 1ª.ed. Barcelona:Editorial Doyma, 1985.Pp.180,181,190,204.
6. Washington University School of Medicine.
<http://beckerexhibits.wustl.edu/rare/win/Chemant.htm>
7. Álvarez Ma, Peña JM, González IR, Olay MS. Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. RCOE 2003; 8(5): 525-546.
8. Where genealogists collaborate.
<https://www.wikitree.com/photo/jpg/Land-865-1>
9. Kelly J,BP. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. Aust Dent J. 2011.
10. Krishna JV, Kumar VS, Savadi RC. Evolution of metal-free ceramics. J Indian Prosthodont Soc 2009.
11. Montagna, Fabrizio. Cerámicas, Zirconio y CAD/CAM. Italia : Amolca, 2013.
12. Martínez Rus F, Pradés Ramiro G, Suárez García MJ, Rivera Gómez B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. RCOE 2007;12(4):253 - 263.
13. Ivoclar Vivadent. IPS Empress® Esthetic. Instrucciones de uso. Clínica.
14. Romeo M, Martínez Vazquez de Parga A, Vallejo Pintado J. Introducción a los sistemas CAD/CAM de uso en clínica y laboratorio. Rev Int Prot Estomatológicas 2005.
15. Guzmán HJ. Biomateriales Odontológicos de Uso Clínico. 4a Edición, Bogota: Ecoe Ediciones, 2007.



16. Kelly JR. What is this stuff anyway? J. Dental ceramics. Am Dent Assoc 2008;139
17. Macchi R. Materiales dentales. Buenos Aires: Editorial Medica Panamericana; 2007.
18. IPS Empress[®]. Scientific Documentation. Research and Development Scientific Service / October 1997.
19. Ivoclar Vivadent. IPS Empress[®]. Documentación científica. Original. 2003.
20. IPS Empress[®] II. Scientific Documentation. Research and Development Scientific Service / January 1999.
21. Ivoclar Vivadent. IPS Empress[®] II. Indication. 2000.
22. Figueroa R, Cruz F, de Carvalho R, Chaves M. Rehabilitación de los Dientes Anteriores con el Sistema Cerámico Disilicato de Litio. Int. J. Odontostomat. 2014 Dic; 8(3): 469-474.
23. Ivoclar Vivadent. IPS e.max[®] Instrucciones de uso. Clínica. 2009
http://data.dt-shop.com/fileadmin/media/ga/0367_ga_esp.pdf
24. Ivoclar Vivadent. IPS e.max[®] Press. Monolithic Solutions. Instrucciones de uso. Clínica.
25. Ivoclar Vivadent. IPS e. max Lithium Disilicate: The future of All Ceramic Dentistry. Material Science, Practical Applications, Keys to Successes. Amherst. N.Y.: Ivoclar Vivadent. 2009:1-15
26. Real Academia Española. Diccionario de la lengua española. 24^a. Edición. Madrid 2014.
27. Tabla periódica Dinámica. <https://www.ptable.com/?lang=es>
28. Energía Solar. <https://solar-energia.net/definiciones/silicio.html>
29. Wikipedia <https://es.wikipedia.org/wiki/Cuarzo>
30. De Conceptos <https://deconceptos.com/ciencias-naturales/litio>
31. Biolulia. https://biolulia.wordpress.com/trozos_litio/
32. Lifeder <https://www.lifeder.com/oxido-de-litio/>
33. Baranda G. Influencia en la resistencia a la flexión del disilicato de litio tras repetidos ciclos de cocción y sus temperaturas correspondientes. Estudio in vitro. 2016. Trabajo terminal escrito del diplomado de actualización profesional. México: UNAM 2016.
34. IPS e.max Lithium Disilicate Durability. Mouth Motion Fatigue and Durability Study. Guess P, Zavanelli R, Silva N, Thompson VP. Amherst, N.Y.: Ivoclar Vivadent. 2009:1.



35. Kina S, Bruguera A, Pellizzari Alonso M. Invisible. Buenos Aires:Editorial Médica Panamericana; 2011.
36. Kina August S. Invisible. Restauraciones estéticas cerámicas. Brasil. Editorial Artes Médicas Latinoamericana; 2008.
37. Sidney Kina. Restauraciones Estéticas Cerámicas. Brasil. Editorial Artes Médicas Latinoamérica. 2008. 428p.
38. August Bruguera. IPS e.max. Special edition. España.
<http://downloads.ivoclarvivadent.com/zooluwebsite/media/document/16896/A-Bruguera>
39. Ivoclar Vivadent. IPS e.max[®] Press. Guía Clínica.
www.ivoclarvivadent.es/zoolu-website/media/document/.../IPS+e-max+Guía+Clínica
40. Ivocalr Vivadent.
<http://www.ivoclarvivadent.es/es-es/p/todos/productos/ceramica-sin-metal/ips-emax-system-odontologo/ips-emax-disilicato-de-litio>
41. Henostroza H G. Estética en odontología restauradora. España. Ed. Medica Ripano. 2006. Pp. 313-353.
42. Ivoclar Vivadent
<http://www.ivoclarvivadent.es/es-es/p/todos/productos/ceramica-sin-metal/ips-emax-system-tecnico-dental/ips-emax-press>
43. Ivoclar Vivadent. VIDEO.
<https://www.youtube.com/watch?v=fkRXDZhOUQU>
44. Ivoclar Vivadent. IPS e.max[®] Ceram. Documentación científica. 2005.
45. Ivoclar Vivadent. IPS e.max[®] CAD. Intructions for use labside. 2009.
46. Londoño MA. The Smile and its Dimensions. Odontol Univ Antioquia. 2012.
47. Moncada G, A. P. Parámetros para la Evaluación de la Estética Dentaria Antero Superior. Revista Dental de Chile [Internet]. 2008 [cited 22 June 2017];99(3):29-38.

F.D. Fuente Directa.