



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**NUEVAS ALTERNATIVAS DE RESTAURACIÓN EN
DIENTES POSTERIORES.**

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 CHÁVEZ MIRELES

TUTOR: Mtro. FRANCISCO JAVIER DÍEZ DE BONILLA
CALDERÓN

MÉXICO, D.F.

2016



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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



Primero que nada le doy gracias a Dios, que es quien me ha dado la dicha de llegar hasta el día de hoy y permitirme concluir con este proyecto tan importante en mi vida, mi carrera como Cirujana Dentista.

¡Gracias papás! en especial a mi Mamá SONIA quien es mi ejemplo a seguir, pues siempre ha estado presente, apoyando, guiando y regalándome grandes consejos de vida.

Me enseñó que por muy difícil que sean algunos momentos de la vida no hay que darse por vencida.

Mi Papá PITER porque aunque su manera de expresar su cariño es extraña, lo quiero mucho y le doy gracias por ser mi papá y por depositar en mí la confianza para ver culminada mi carrera.

Mi hijo DIEGO ALEXIS gracias por ser mi regalo del cielo, mi neno hermoso, aquella personita que todos los días me regala un beso y una enorme sonrisa de oreja a oreja, que me dice que me ama con todo su corazón, que me hace feliz todos los días; sé que aunque han pasado muchos momentos que no hemos compartido juntos, quiero que sepas que TE AMO CON TODO MI CORAZÓN, que siempre voy a luchar por darte lo mejor y que te sientas orgulloso de que yo sea tu mamá.

Mi hermana JESSICA JUDITH, gracias por ser esa gran hermana y cómplice que Dios me dio, gracias por ser la segunda mamá de DIEGO, por cuidarlo cuando yo estoy ausente, por ser la mejor mamá para VALERIA y porque estoy segura que cumplirás tus más grandes sueños.

A ti VALE que me haces la tía más feliz con tus ocurrencias y con tus sonrisas.

A ti IVÁN, gracias por ser parte importante de mi vida, por estar conmigo en las buenas y en las malas y en las peores, gracias por hacerme tan feliz día con día, solo le pido a Dios que esta felicidad sea para toda la vida.

A ti Mamá AMALIA gracias por enseñarme que la humildad y la sencillez es lo más valioso que pueden tener las personas, por enseñarme a luchar ante las dificultades de la vida; sé que ahora es un angelito más en el cielo que cuida de todos nosotros para que sigamos



unidos como hasta ahora, y que está orgullosa de ver cumplir una meta más en mi vida después de tantos sacrificios.

Gracias a mis tías y tíos, primos y primas, MARÍA, MARGARITO, ESTELA, TERE, ARMANDO, JAQUE, ALICIA, TOÑO, LALO, SILVIA, LUCY, CHICO, JAZMÍN, IVÁN, que me apoyaron para no desistir en el camino algunos con consejos, otros con abrazos y otros simplemente con escucharme y brindarme su brazo para llorar.

CARLOS y BERE, que en esos momentos tan difíciles estuvieron conmigo apoyándome para salir adelante y para recordarme que después de la tempestad llegaría la calma igracias!

Mis abuelos ESTHER y PEDRO, por aportar un granito de arena para poder realizar y terminar esta meta de mi vida.

Mis amigos de la carrera, VERITO, CECI, TOÑO Y OSCAR. Gracias por compartir tantos momentos, locuras, y estrés juntos, por enseñarme que la verdadera amistad si existe.

A ti EDITH OLMOS gracias por ser una gran amiga, porque a pesar de las malas experiencias seguimos juntas, compartiendo bellos momentos.

A todas y cada una de las personas que en su momento fueron importantes para la realización de este sueño.

A mi tutor el Maestro Francisco Javier Díez de Bonilla Calderón, por su tiempo y colaboración para la realización de este trabajo.

A la Universidad Nacional Autónoma de México por brindarme la oportunidad de formar parte de la máxima casa de estudios.

Con cariño GABY



ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	7
OBJETIVO	9
CAPÍTULO I GENERALIDADES DE LAS CERÁMICAS	10
1.1 Composición de las cerámicas dentales	13
1.1.1 Feldespáticas	14
1.1.2 Aluminosas	16
1.1.3 Zirconiosas	17
1.1.4 Vitrocerámicas	19
1.1.4.1 Leucíticas	20
1.1.4.2 Disilicato de litio	22
1.2 Propiedades generales de las cerámicas dentales	23
1.2.1 Resistencia, compresión y flexión	23
1.2.2 Biocompatibilidad	26
1.2.3 Propiedades ópticas	26
1.2.4 Sinterización	29
1.2.4.1 Sinterización de las cerámicas dentales	29
1.2.4.1.1 Cerámicas feldespáticas	30
1.2.4.1.2 Vitrocerámicas	32
1.2.4.1.3 Zirconio	32



CAPÍTULO II SISTEMAS DE DISILICATO DE LITIO	35
2.1 Aspectos estéticos	36
2.2 Sistema IPS Empress II	36
2.3 IPS e.max Press	36
2.4 Sistema IPS e.max CAD	37
2.5 Preparaciones dentarias	38
CAPÍTULO III SISTEMAS DE ZIRCONIO	40
3.1 Estabilizadores	40
3.2 Sistema In Ceram Zirconio.....	42
3.3 Sistema In Ceram YZ Cubes	43
3.4 Sistema IPS e.max ZirCAD	44
3.5 Sistema Procera All Zirconio.....	44
3.6 Sistema Cercon zirconia	46
3.7 Sistema Lava	47
3.8 Sistema Prettau.....	50
3.9 Preparaciones dentarias	53
3.9.1 Prueba clínica	55
CAPÍTULO IV CEMENTACIÓN DE LAS	
RESTAURACIONES.....	58
4.1 Propiedades de los agentes cementantes	58



4.1.2 Tipos de unión	59
4.1.3 Agentes de cementación final.....	61
4.1.3.1 Cemento de fosfato de zinc.....	61
4.1.3.2 Cemento de ionómero de vidrio	62
4.1.3.3 Cemento de ionómero de vidrio modificado con resina.....	63
4.1.3.4 Cementos resinosos.....	64
4.2 Procedimiento de cementación.....	65
4.2.1 Tratamiento de las superficies previamente al cementado	66
4.3.1 Restauraciones ácido sensibles. Feldespáticas, leucíticas y disilicato de litio.....	67
4.3.2 Restauraciones ácido resistentes alúmina y zirconio	68
CONCLUSIONES	71
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	73



INTRODUCCIÓN

Las cerámicas son materiales que se han utilizado a lo largo de la historia para distintos fines; con el paso del tiempo se observó que se podían aplicar en odontología.

Estas cerámicas dentales se consideran productos de naturaleza inorgánica, formados por elementos no metálicos que se obtienen por la acción del calor, presentan buena resistencia a la flexión y fractura.

En esta era, dónde la estética personal y dental así como las expectativas por parte de los pacientes van en aumento; los científicos se han dado a la tarea de obtener nuevos materiales y técnicas para la restauración de órganos dentarios tanto en el sector anterior como posterior y que éstos tengan una apariencia aún más semejante a los dientes naturales.

Al mismo tiempo lograr características como: mejor naturaleza refractaria, mejores propiedades ópticas como la translucidez, su fluorescencia, estabilidad química, coeficiente de expansión semejante al diente, resistencia a la compresión, menor abrasión, mayor acabado estético y lo más importante la biotolerancia.

Por ese motivo las restauraciones metal-cerámicas fueron la opción ideal para la restauración de dientes que necesitan una mejor apariencia estética y que sean resistentes ante las cargas de masticación, lo que originó a que se realizarán esfuerzos para lograr características más estéticas; sin embargo una de sus principales desventajas es la presencia de un halo negro grisáceo a nivel cervical, que se observa con el paso de los años.

Analizando dicha situación se introdujeron las restauraciones libres de metal o totalmente cerámicas las cuales, buscan un mejor desempeño de los factores estéticos, biológicos y mecánicos.



Ésta es una alternativa de restauración para aquellos pacientes con una mayor expectativa ante su estética dental, dichas restauraciones tienen gran similitud tanto en color y translucidez a los dientes naturales; sin embargo en las restauraciones metal-cerámica por poseer un núcleo de metal en su interior impide que sea de apariencia natural en comparación con los dientes naturales.



OBJETIVO

Determinar las propiedades de los nuevos sistemas libres de metal como son el disilicato de litio y la zirconia, que los hacen aptos para ser empleados como alternativa en la restauración de dientes posteriores.



CAPÍTULO I GENERALIDADES DE LAS CERÁMICAS

La cerámica del griego Κέραμος, kéramos, que significa “arcilla”, tierra del alfarero. Es un material de compuesto inorgánico, no metálico, muy dúctil en estado natural, que se vuelve rígido después de su cocción en un horno; las cerámicas y vidrios son clasificados como materiales de alta resistencia a la compresión pero baja resistencia a la tracción por lo que pueden ser fracturados a tensiones muy bajas. ^{1,2}

La cerámica es uno de los primeros materiales que el hombre produjo artificialmente; data de aproximadamente unos 23,000 años a.C.; de acuerdo a los hallazgos encontrados en recientes excavaciones.

Con el descubrimiento de las minas de Caolín, las cerámicas tomaron otro modo de difusión y elaboración creciendo así su composición y estructura.

De acuerdo a su composición química las cerámicas contienen compuestos como arcillas, feldspatos, sodio, potasio, arenas silíceas, óxidos de hierro, alúmina y cuarzo; presentan una estructura cristalina total o parcial y una amorfa o vítrea. ^{1,3}

Con estas nuevas composiciones y propiedades, que solo se utilizaban para platos, vajillas u otros materiales; se pensó que fuera de uso en materia odontológica.

Su introducción en materia odontología se remonta a finales del siglo XVIII; para esta fecha solo se utilizaban materiales como hueso, marfil, madera, clavos, dientes de cadáveres etc.; estos materiales también sufrían desgaste como el de los dientes naturales.

En el año 1770 el químico Alexis Duchateau en un intento por cambiar su mal oliente y teñida prótesis le pidió ayuda al dentista Nicolás Dubois de Chémant, juntos trabajaron en diferentes formulaciones para la fabricación de la porcelana como material dental, ya que Duchateau observando sus recipientes que estaban fabricados de porcelana y que éstos no sufrían ningún cambio en cuanto a las sustancias que contenían. Es entonces que surge el uso de la porcelana como uso odontológico. Pero la realización de

las primeras prótesis tuvieron grandes defectos uno de ellos fue la contracción del material por la gran cantidad de temperatura que se ejercía sobre ellas. ²⁻⁴ Fig 1



Figura 1 Primera prótesis de porcelana realizada por Alexis Duchateau. ⁵

En 1808 el odontólogo Fonzi, fabricó dientes en porcelana con gran éxito, con pines de platino con un mecanismo de sujeción a una estructura metálica para la parte posterior; aportando con ello un avance en la odontología estética y la posibilidad de reparar y de confeccionar prótesis parciales. ⁶ Fig 2



Figura 2 Prótesis parcial superior con dientes en cerámica fijados sobre una estructura en oro, construida por Fonzi. ¹



Con los trabajos de Taggart en 1907 de la técnica de cera perdida; dio inicio la odontología restauradora moderna; que a partir de 1940 se utilizaron con mayor frecuencia pues se les aplicaron polvos de granos más finos, los cuales ayudaron a la percepción de la fluorescencia y translucidez aproximándose así a las características de los dientes naturales, dando con ello inicio a una nueva visión de la odontología estética. ⁷

Para 1960 con el logro de la unión de cerámica al oro, obtenida por Weinstein, se dio un gran paso para lo que hoy conocemos como coronas metal-cerámicas.

Años más tarde se presentaron trabajos sobre la cementación adhesiva de carillas de cerámica al diente solo para dientes anteriores; la adhesión de acrílico al diente, el desarrollo de resinas compuestas y el desarrollo del silano; estos trabajos fueron la base fundamental que propició la unión estable entre el diente, la resina y la cerámica; creando así las condiciones necesarias para la odontología adhesiva en prótesis.

En 1989, la empresa Vita Zahnfabrick presentó el primer sistema libre de metal llamado In-Ceram. Dos años después surgió el sistema Empress, con la técnica de cera perdida; utilizando pastillas de cerámica preceramizadas de leucita con matices deseados.

En 1993 el sistema Procera, utilizó la tecnología CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing, diseño asistido por computadora/fabricación asistida por computadora) por primera vez iniciando con el fresado sobre infraestructuras de titanio, reemplazado en la actualidad por alúmina o zirconia.

En 1998, el sistema Empress incrementó a su sistema nuevas pastillas, ahora de disilicato de litio, introduciendo una nueva cerámica de cobertura, llamado Empress II.⁸



1.1 Composición de las cerámicas dentales

La gran mayoría de las cerámicas dentales tienen una estructura mixta compuesta por dos fases, una fase vítrea con estructura amorfa, en donde la matriz forma el compuesto que une y envuelve otros componentes, la cual es responsable de la estética, y la fase cristalina es un relleno que mejora las propiedades mecánicas y ópticas, responsable de la resistencia.^{9,10}

En la clasificación de las cerámicas odontológicas existen diferentes criterios, entre los que podemos citar:

- a) Por uso o indicación: en dientes anteriores, posteriores, carillas, postes y núcleos, pueden ser fundidas sobre metal, pigmentos y glaseados.
- b) Por su composición: alúmina, zirconia, vitrocerámicas a partir de leucita y disilicato de litio.
- c) Por su método de fabricación: completa o parcialmente sinterizadas, infiltradas por vidrio, modeladas o condensadas, coladas o inyectadas, torneadas o maquinadas mediante copiadoras o fresadoras de sistemas CAD-CAM.
- d) Por temperatura de horneado o fusión: baja (900-1080 °C), media (1080-1260 °C) o alta fusión (1260-1400 °C).
- e) Por su translucidez: opacas, translúcidas o transparentes.
- f) Por su resistencia a la fractura y abrasión.²

Otra clasificación incluye a los sistemas libres de metal, que los divide en:

Cerámicas de silicato. Con la presencia de materiales como el cuarzo, feldespato y caolín, su componente básico es el dióxido de silicio, son materiales heterogéneos, que se constituyen por cristales rodeados de una fase vítrea, dependiendo de la mezcla, del tamaño de grano de la sustancia, el porcentaje de los distintos componentes y la temperatura de sinterización, se producen materiales para diversas utilidades como loza, porcelana, vidrio, que se pueden clasificar en feldespáticas y aluminosas.



Cerámicas de óxidos. Engloba a los óxidos simples (aluminio, zirconia y titanio), así como los óxidos complejos (espinelas, ferrita, etc.), son materiales policristalinos con escasa o nula fase vítrea, que representa la parte débil de la porcelana; por ser un material muy opaco su utilización es sólo para cofias internas de las restauraciones cerámicas. ¹¹

1.1.1 Feldespáticas

Estas cerámicas se han empleado para el uso en odontología desde la década de los sesentas. No han sido superadas en cuanto a su estética; su principal defecto es la falta de resistencia, por lo que son más susceptibles a la fractura sobre todo en el sector posterior por las cargas masticatorias de gran impacto, las fracturas tienen la posibilidad de disminuir con técnicas de adhesión para su cementación por lo tanto, no se pueden utilizar en prótesis fija si no son apoyadas sobre una estructura metálica o cerámica. ⁹

Su composición básica está conformada por tres compuestos:

- Feldespato. A alta temperatura estabiliza la porcelana manteniendo la forma, aumentando la viscosidad y al enfriarse en forma vítrea aportará translucidez, es el responsable de la formación de la matriz vítrea.
- Sílice o cuarzo. Forma la fase cristalina de la porcelana, aporta dureza y resistencia debido a la alineación de sus moléculas que son estables químicamente, las cuales no se sinterizan por completo evitando el progreso de grietas, estabilidad durante la sinterización y control de translucidez.
- Caolín. Este componente minoritario el cual continúa en reducción, permite la plasticidad gracias a la unión de las partículas de la masa antes de la cocción. Su presencia es necesaria para el moldeamiento de la porcelana. ^{3,10}

La obtención del material se produce a partir de la fusión de los óxidos a temperaturas elevadas, proceso conocido como ceramización; su translucidez se produce a partir de la matriz vítrea y su resistencia por los núcleos cristalinos, que a éstos se incorporan diferentes óxidos metálicos para obtener pigmentos que establecerán diferentes colores con la intención de imitar dientes naturales; como el óxido de titanio que proporciona el efecto amarillo, el óxido de hierro, el marrón, el óxido de cobalto, el azul, el óxido de cobre, el verde y la alúmina, disilicato de litio o zirconia, van a mejorar la resistencia del material.

Las cerámicas feldespáticas presentan algunas deficiencias aun después de haber sido cementadas adhesivamente, su fragilidad es un problema debido a su proceso de elaboración que es mezclar el polvo cerámico con agua, evolucionando con el tiempo hacia posibles fracturas, en especial en dientes posteriores, que reciben cargas masticatorias de gran impacto (fig 3).⁷

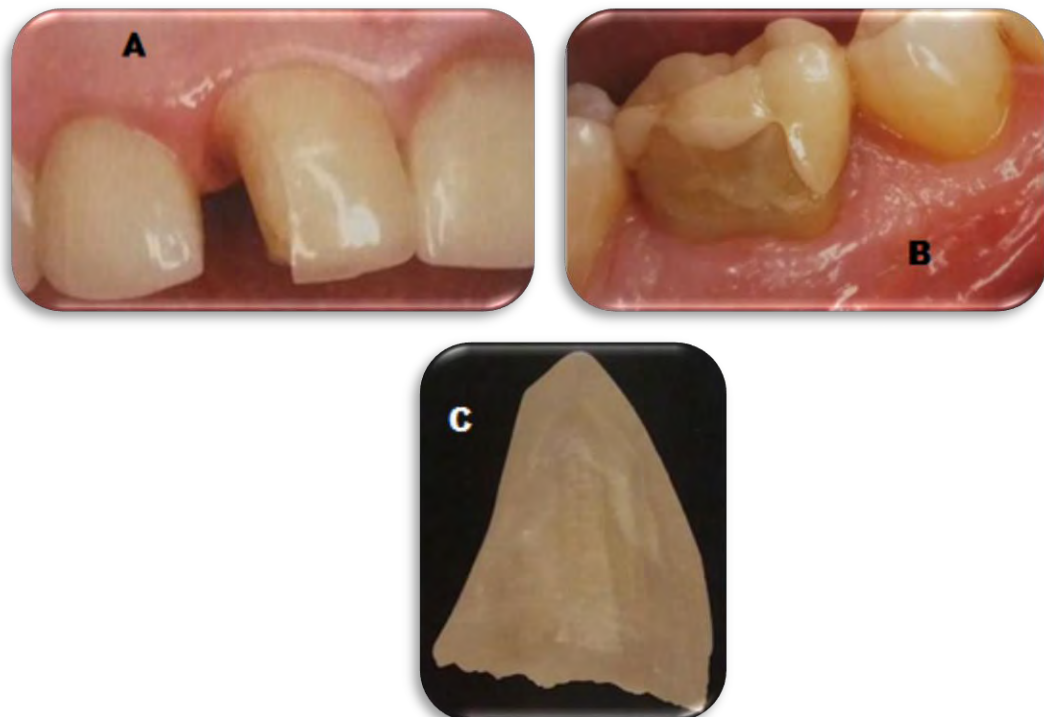


Figura 3 Fractura de restauraciones cerámicas feldespáticas. **A)** Fractura en diente anterior, **B)** Fractura en diente posterior **C)** Porción de una corona fracturada fuera de boca.

Para tratar de minimizar esta deficiencia, es necesaria la realización de preparaciones más invasivas, estableciendo un espesor de material restaurador suficiente para soportar las fuerzas de masticación; para que se pueda establecer una restauración adecuada, la remoción de tejido dental debe obedecer a un desgaste uniforme siguiendo los planos anatómicos que los dientes naturales presentan, facilitando el trabajo del laboratorio al crear el espacio adecuado para que el técnico construya la cofia, aplique el opacador y obtenga el volumen suficiente de material cerámico para que pueda proporcionar las características ópticas cercanas al diente natural (fig 4).⁷

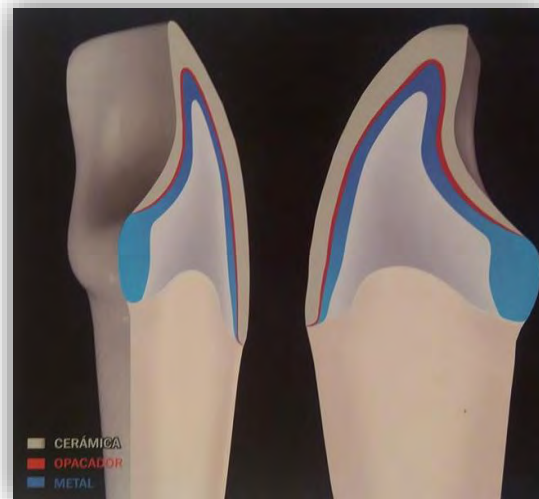


Figura 4 Corte sagital de corona metal-cerámica cementada, evidenciando las diferentes capas de su elaboración.

1.1.2 Aluminosas

En 1965 Mc Lean y Hughes trabajaron en una línea de investigación que permitió obtener cerámicas con contenido de 40 a 50% de alúmina, incorporando a la porcelana feldespática cantidades importantes de óxido de aluminio, reduciendo la proporción de cuarzo presentando mejores cualidades a la resistencia, modificando así la fragilidad que presentaban con anterioridad; el resultado fue un material con una microestructura mixta: la alúmina al tener una temperatura de fusión elevada, permanece en

suspensión en la matriz, estos cristales mejoraban extraordinariamente las propiedades mecánicas de la cerámica, pues mostró eficacia en la prevención de la propagación de grietas, para realizar coronas totalmente cerámicas y abriendo con ello nuevas investigaciones en cuanto al tema de las cerámicas sin metal.

Sin embargo, se observó que el incremento de óxido de aluminio provocaba en la porcelana una reducción de la translucidez, pues se superaba el 50% de alúmina produciendo opacidad. Esto obliga a realizar tallados más agresivos para alcanzar una buena estética.

Por tal motivo, las cerámicas con alto contenido de óxido de aluminio son utilizadas para la confección de estructuras internas, siendo necesario recubrirlas con porcelanas feldespáticas convencionales para lograr un gran parecido al diente natural.^{7,9} Fig 5

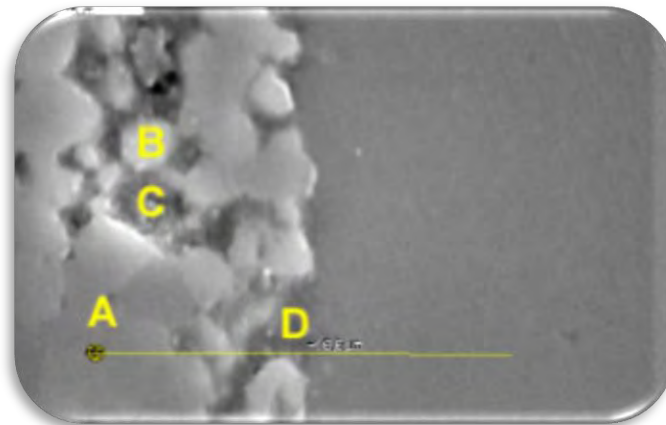


Figura 5 Muestra Procera All-ceram. Detalle de la interfase a 5000 X. **A:** masas compactas **B:** partícula aislada **C:** porosidades **D:** irregularidad.¹²

1.1.3 Zirconiosas

La zirconia es un dióxido cristalino; sus propiedades mecánicas son semejantes a otros materiales que tienen un color similar al del diente. Por lo que se llama “acero cerámico”, descubierto en 1789 por el químico Martín Huiriche Klaproth y aislado en 1824 por el químico sueco Jöns Jakob Berzelius; con un número atómico 40 situado en el grupo 4 de la tabla

periódica, uno de los elementos con más transición del sistema periódico.^{11,13}

La zirconia es un metal duro, resistente a la corrosión, más ligero que el acero y dureza similar al cobre. Sus cristales pueden ser organizados en tres estructuras: monoclinica a temperatura ambiente hasta 1170 °C, estructura tetragonal desde 1170 °C hasta 2370 °C y estructura cúbica sobre los 2370 °C hasta su punto de fusión.⁹ Fig 6

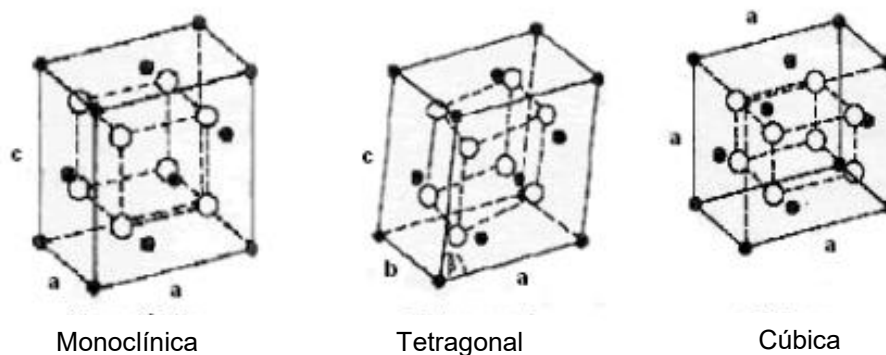


Figura 6 Estructuras de la zirconia.¹⁴

Para lograr estabilizarlo en la fase tetragonal a temperatura ambiente se le añade óxido de itrio, que es más resistente a la propagación de las fracturas, ocurriendo en el material el fenómeno de transformación resistente, que consiste en que la zirconia se estabiliza ante una zona de alto estrés mecánico como una grieta o fractura que sufre transformación de la fase tetragonal a la monoclinica, adquiriendo así un mayor volumen, lo que provoca el aumento de su resistencia evitando así que se propague la fractura o grieta (fig 7). Son muy opacas pues no cuentan con la fase vítrea al igual que las cerámicas aluminosas, por ello se emplean únicamente para fabricación de núcleos o infraestructuras y deben recubrirse con una cerámica convencional para lograr una adecuada estética.^{9,15}

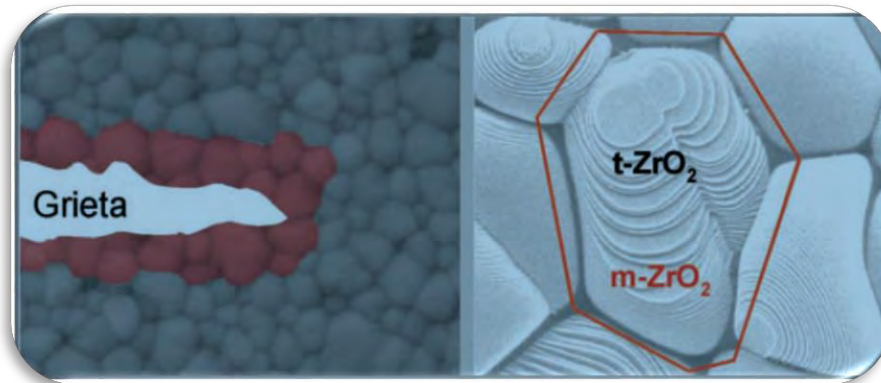


Figura 7 Transformación de fase cristalina de la zirconia.

La fractura de la cerámica de recubrimiento en la infraestructura de zirconia depende de ciertos criterios como: el coeficiente de expansión entre una infraestructura y una supraestructura, las tensiones térmicas de enfriamiento y el diseño lo que obliga a la realizar cambios específicos en él y a recubrir las coronas monolíticas de zirconia translúcida. ¹⁶

Este material tiene gran demanda, por lo que amenaza con desplazar del mercado a la alúmina. ¹⁵

1.1.4 Vitrocerámicas

Se denominan vitrocerámicas porque su dureza y rigidez son similares a la del vidrio.

Es un material a base de vidrio colado mediante el procedimiento de la cera perdida y que posteriormente sufre una conversión térmica (ceramización) mediante redes tridimensionales cuya principal característica es la falta de simetría y donde ninguna unidad estructural se repite; se somete a temperaturas superiores a 1000 °C durante varias horas. Con esto, parte de los átomos del vidrio se ordenan formando cristales determinando la formación de una estructura bifásica (vidrio y cristales) con una matriz vítrea y cristales de mica, según la composición particular del producto de que se trate. El sistema más representativo fue el Dicor (Dentsply) (fig 8).^{3, 10, 18,19}

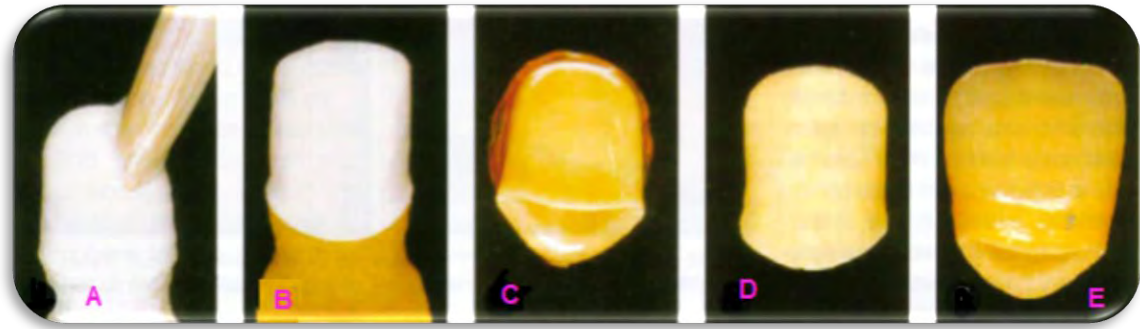


Figura 8 Secuencia de realización de una corona vitrocerámica infiltrada con vidrio.

A) Aplicación del óxido de aluminio, **B)** Aspecto de la cofia sinterizada, **C)** Colocación del infiltrado del vidrio, **D)** Aspecto de la cofia una vez infiltrada, **E)** Corona finalizada revestida mediante cerámica convencional.

1.1.4.1 Leucíticas

Son básicamente feldespáticas donde se modificó ligeramente la composición y el tratamiento térmico al confeccionar la restauración dando como resultado una mayor concentración de cristales de leucita.¹⁸

Presentan una translucidez moderada, disponible por presofusión y fresado con CAD-CAM.¹

En su fase cristalina está compuesta por cuarzo en un 40 a 63%, leucita (Si_2AlO_6), en un 40 a 55%, alúmina (Al_2O_3) en un 18 a 20%, logrando alcanzar una resistencia a la flexión de 160 a 300 MPa. Mediante la perfecta distribución de los cristales de leucita que se obtienen después del prensado y enfriamiento, es posible incrementar la resistencia sin afectar la translucidez.

Utilizadas para subestructuras de carillas, coronas y prótesis fija de tres unidades en sector anterior que requieren ser cubiertas con cerámicas convencionales, pueden ser utilizadas como restauraciones monolíticas. Para alcanzar la estética adecuada deben ser maquilladas con cerámicas especiales para tales efectos. Las restauraciones de este tipo son principalmente obtenidas mediante prensado, inyectadas, modeladas y para ser torneadas o maquinadas.²

En 1991 se presentó un sistema de cerámica sin metal llamado IPS Empress buscando alternativas restauradoras que no presentan inconvenientes ocasionados por la presencia de aleaciones metálicas. Este sistema utiliza el principio de inyección cerámica con pastillas preceramizadas de leucita, que muestran eficacia en la prevención de la propagación de grietas internas en la matriz vítrea, tornando la cerámica más resistente y manteniendo las excelentes características ópticas de las cerámicas feldespáticas; sin embargo, aún son insuficientes para sustituir la cofia metálica de las coronas metal-cerámicas (fig 9).^{8,18}



Figura 9 Vitrocerámica leucítica termoprensada con superficies de fractura ligeramente más irregulares y rugosas con respecto a la cerámica feldespática convencional, debido a la presencia distribuida de los cristales de leucita: **a)** OPC **b)** Empress I. ¹

Este sistema utiliza el principio de la cera perdida, en que la restauración cerámica es inyectada en la forma deseada, contando para ello con dos técnicas de confección.

- Técnica estratificada. Cuando el encerado de la estructura es parcial, para recibir después la aplicación de la cerámica de cobertura.
- Técnica maquillada. Cuando el encerado de la estructura es ejecutado en la forma final del trabajo, después del proceso de inyección la estructura recibe la aplicación de colores y caracterización extrínseca



de la restauración, para la posterior sinterización, donde ocurre aún mayor cohesión en los cristales de leucita. ^{8,18}

1.1.4.2 Disilicato de litio

Las cerámicas de disilicato de litio contienen feldespato responsable de la translucidez, cuarzo que compone la fase cristalina, caolín que proporciona elasticidad y disilicato de litio para mejorar la resistencia, tienen excelentes propiedades ópticas, es un material mucho más estético de apariencia más armónica y natural. ¹⁹

La fase cristalina, alcanza un volumen significativo y homogéneo de cristales alargados y entrelazados que obstaculizan la propagación de fracturas.

Utilizadas principalmente para subestructuras de carillas, coronas y prótesis fija de tres unidades hasta nivel de premolares que requieren ser recubiertas con cerámicas convencionales, también pueden ser utilizadas como restauraciones monolíticas al presentar distintos grados de translucidez.

Alcanzan una excelente estética al tener la posibilidad de ser maquilladas o mediante la técnica cutback, que consiste en eliminar por corte la porción incisal y parte de la vestibular de manera que se genere el espacio para que puedan ser recubiertas con porcelanas feldespáticas convencionales, con mejores propiedades estéticas mediante estratificación. ^{2,16}

El primer sistema de disilicato de litio llamado Empress II fue introducido en 1998, en el cual la cerámica es inyectada en un molde de revestimiento obtenido por la técnica de cera perdida, a alta temperatura y presión (fig 10). ^{7,20}

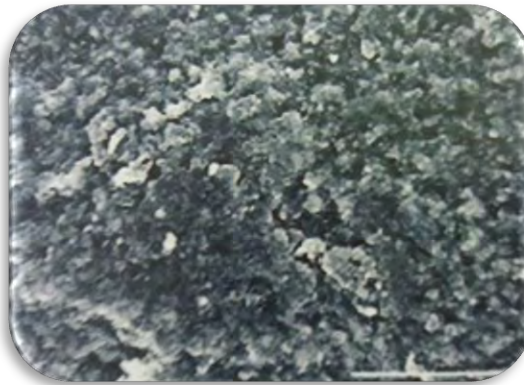


Figura 10 Vitrocerámica de disilicato de litio con granos de corte pequeño y distribución uniforme.

1.2 Propiedades generales de las cerámicas dentales

Restaurar es devolver al paciente las características que perdió por fractura, desgaste o pérdida de los órganos dentarios. Para ello, es necesario tener en cuenta las posibilidades y limitaciones de los materiales que utilizaremos, con el objetivo de elegir la opción correcta. Por lo tanto se deben conocer características como: opalescencia, fluorescencia, translucidez, resistencia, flexión, sinterización, etc.

1.2.1 Resistencia, compresión y flexión

Existen máquinas universales que miden las propiedades mecánicas de los materiales ante los tipos de esfuerzo, utilizando pruebas de laboratorio in vitro, realizando trazados de diagramas de esfuerzo/deformación mediante ensayos estandarizados utilizando materiales vírgenes o viejos artificialmente con ciclos térmicos de agua o simuladores de la masticación (fig 11).¹

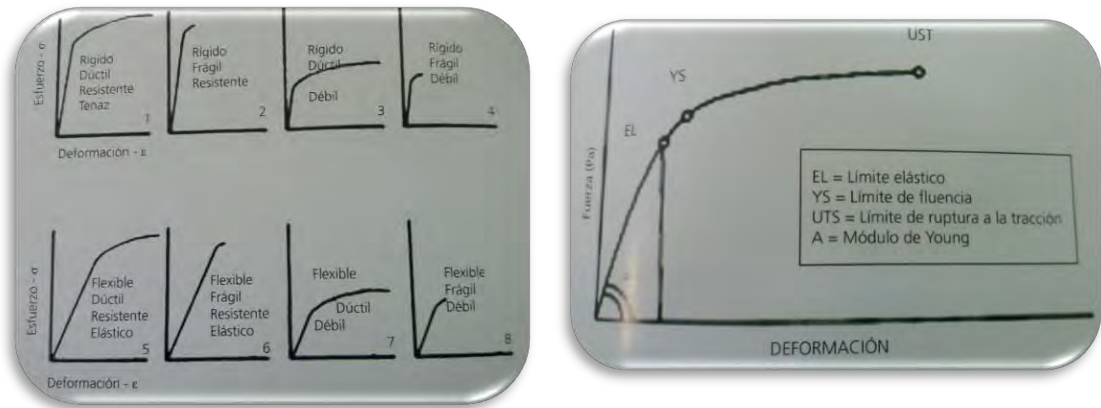


Figura 11 Diagramas esfuerzo-deformación de materiales con diferentes características: aleaciones y cerámicas.

Se aplican fuerzas crecientes desde cero hasta la ruptura de la muestra; expresándose en: N/mm^2 mega pascales que es la unidad de la magnitud de presión (MPa), para expresar la intensidad que actúa sobre la unidad de superficie, resultando significativo para ensayos estandarizados (carga de ruptura unitaria). Para la resistencia se utiliza la fuerza de compresión que se define como la carga máxima que un material puede soportar sin fracturarse. Se obtiene dividiendo la carga máxima en compresión con la sección transversal inicial de la muestra.

La resistencia a la flexión ocurre cuando la deformación de la viga (flecha) aumenta proporcionalmente a la carga aplicada y al cubo de la distancia entre los sostenes; en la medida que disminuye el aumento del módulo elástico, aumenta la amplitud de la base de la muestra y el cubo de la altura de la muestra. La muestra genera una carga combinada, tanto en tracción como compresión, que afecta el espesor de la muestra con intensidades diferentes (fig 12).¹

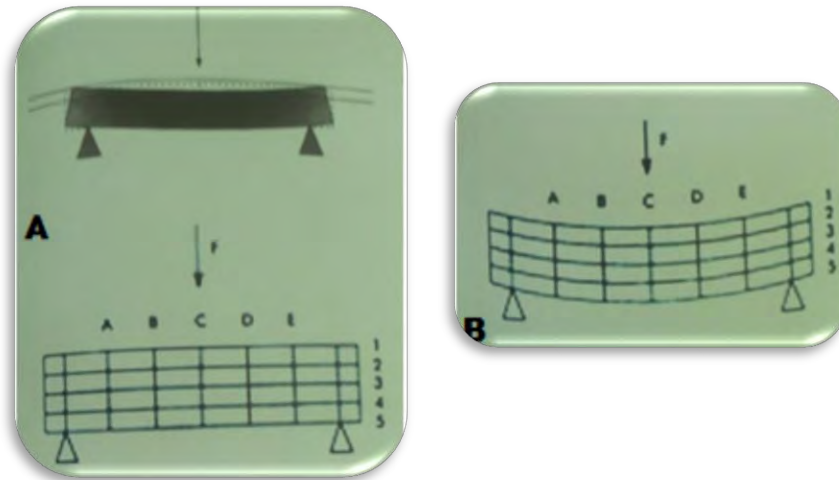


Figura 12 Prueba de flexión: A. flecha F, B. sometimiento a carga de las capas horizontales, la capa superficial sufre compresión, la intermedia una carga mínima.

La porcelana es rígida pero también es frágil; para evitar que se fracture se deben superar los 100 MPa; los sistemas actuales superan ese valor, por lo que se atribuye que la fractura se debe a una falla en la preparación y diseño del órgano dental así como en su cementación.

Por lo que entonces a las porcelanas libres de metal las podemos clasificar en tres grupos:

- **Baja resistencia** de 100 a 300 MPa, como las porcelanas feldespáticas.
- **Resistencia moderada** de 300 a 700 MPa, representado por las porcelanas aluminosas y disilicato de litio.
- **Alta resistencia** más de 700 MPa en las que se encuentran todas las cerámicas zirconiosas.

Esta clasificación nos permite determinar que cerámica será la indicada para la zona que se restaurará. 1, 3, 4,9



1.2.2 Biocompatibilidad

Las cerámicas dentales presentan óptima biocompatibilidad, porque presentan una composición química carente de toxicidad, solubilidad química mínima, retención reducida de placa, ausencia de interacciones con otros materiales, también son materiales afines con los tejidos humanos por lo que no causan ningún tipo de irritación o alteración. ^{1, 4, 21}

1.2.3 Propiedades ópticas

Los ojos perciben la luz a través de los conos de la retina en tres intervalos de longitud de onda: rojo, verde y azul. La estimulación de dos o más tipos de conos, la cantidad de luz que detectan y la interpretación de esa luz que hace el cerebro, determinan la respuesta que genera un color particular. Las mezclas de luz roja, verde y azul permiten ver cualquier color, con base en tres componentes: tono, croma y valor. ²¹

Interviniendo factores como:

- a) **Color.** Es el resultado de las capacidades de un objeto para absorber una parte de la radiación óptica con una longitud de onda específica y reflejar o transmitir la restante, la cual es percibida por el ojo humano. Por lo tanto el color es un fenómeno físico, sujeto a variables y que presenta cierto grado de subjetividad por parte del observador. ^{1,7}
- b) **Matiz.** Es el color natural primario del diente establecido por la dentina. En las escalas de color, correspondientes al matiz: A) color marrón que se aproxima más a la dentina humana, B) amarillo, matiz más utilizado en dientes caninos, C) matiz gris, utilizado en pacientes de edad mayor y D) rosa, es un subgrupo del matiz A, siendo bastante adecuado para las rehabilitaciones. ⁷
- c) **Croma o intensidad.** Corresponden a la saturación del matiz, en las escalas de color, y se indican con números del 1 a 4. Puede ser alterado por la cantidad de dentina, espesor y transparencia del



esmalte; ya que podemos distinguir un color fuerte de un color tenue.^{7,8}

- d) **Valor, luminosidad o brillo.** Es la cualidad por la que se distingue un color claro de uno oscuro en el matiz, cuanto más blanco mayor reflexión de luz y más brillo, por otra parte cuanto más negro mayor absorción de luz y, por tanto menos brillo. Cuando los dientes naturales son expuestos a una fuente de luz, el esmalte refleja parte de la luz y otra parte será absorbida, penetrando hasta la dentina que es de un espesor variable y delgado en el borde incisal, y más grueso en cervical. Por lo que existen variaciones de color en un mismo diente.^{7,8}
- e) **Translucidez.** Es todo aquello que deja pasar la luz sin que se vean los objetos con nitidez. Es una escala que mide el reflejo de la luz, ya que a mayor translucidez, más próximo a lo transparente será el objeto y, a menor translucidez, más se aproxima a lo opaco. Esto tiene un papel importante en la observación de los dientes en especial los anteriores, pues éstos están influenciados por el fondo oscuro de la boca.⁷
- f) **Opalescencia.** Es la dispersión de la luz causando que la de menor longitud de onda sea reflejada y la de mayor longitud sea transmitida refraccionando la luz en dos colores: azul y naranja. Este fenómeno se evidencia en los bordes incisales de los dientes anteriores.⁸
- g) **Fluorescencia.** Es la capacidad que poseen determinados cuerpos, de absorber energía radiante o emitirla con diferente longitud de onda. En los dientes esta característica se localiza en la dentina, cuando son sometidos a una fuente de luz solar, tienden a volverse más claros. La fluorescencia de la dentina es la responsable de generar cierta luminosidad interna.^{7,8}
- h) **Selección del color.** La percepción del color y el registro de su transmisión puede variar de individuo a individuo en función de las

características de cada uno. La manera más práctica es la escala de color, en la que se evalúan las características de matiz e intensidad. Las escalas de evaluación de color más utilizadas son: Vita Classical (Vita, Alemania) (fig 13) y Chromascop (Ivoclar Vivadent). El más utilizado es Vita ya que utiliza los criterios de matiz y croma para evaluar los colores de los dientes. El matiz está caracterizado por letras: A Marrón, B Amarillo, C Amarillo grisáceo y D Rosado. El croma es representado por números: 1 menor croma / mayor valor y 4 que representa mayor croma / menor valor. ⁸ Fig 14



Figura 13 Escala Vita Lumin Vacuum.



Figura 14 Escala Chromascop de Ivoclar Vivadent. ²²



1.2.4 Sinterización

Es la técnica de uso más frecuente en el trabajo de cerámica dental. Se define como sinterización al tratamiento térmico de un polvo cerámico a una temperatura inferior a la de su fusión donde se crean enlaces fuertes entre partículas que van a incrementar la fuerza y resistencia de la pieza. En la sinterización las partículas se unen por difusión al estado sólido a muy altas temperaturas, pero por debajo del punto de fusión del compuesto que se desea sinterizar. Este proceso tiene difusión atómica entre las superficies de contacto de las partículas, finalizando con una unión química.¹⁸

Implica una fusión parcial de las partículas del polvo que al enfriarse forman entre ellas uniones fuertes y estables.

Las porcelanas sinterizables tienen presentación en forma de polvo, que es la frita pulverizada a la que se le agregan pigmentos y opacificadores. El técnico dental es quien realiza la mezcla con agua destilada u otro líquido aglutinante, obteniendo una pasta que se puede aplicar a un núcleo metálico o cerámico o directamente sobre un troquel de yeso refractario.

Una vez logradas las formas deseadas, la pasta es llevada a un horno donde es sometida a temperaturas entre 900 y 1000 grados, el proceso de sinterizado es empleado para elaborar distintas restauraciones como son frentes estéticos, incrustaciones, núcleos de refuerzo para coronas o puentes, para estas últimas se emplean alúmina o zirconia en hornos especiales.^{17, 23}

1.2.4.1 Sinterización de las cerámicas dentales

La sinterización de cuerpo sólido es para la zirconia, sinterización viscosa para las cerámicas feldespáticas y de fase líquida para las vitrocerámicas, como el disilicato de litio.



1.2.4.1.1 Cerámicas feldespáticas

Las porcelanas sinterizan, mediante vitrificación (sinterización viscosa) con un punto de fusión bajo (720 a 850 °C), a través de la siguiente secuencia:

Secado inicial en la descomposición de los materiales 100 a 450 °C

A 100-200 °C se comprueba el disecado (secado) debido a la pérdida de agua agregada para la formación de la pasta.

A 450 °C, la estructura de los materiales como los aditivos orgánicos (aglutinantes, colorantes y plastificantes) se descompone y se evapora.

La evaporación y la densificación de la pasta de agua y el polvo ayudan a eliminar los vacíos (poros, y canales), determinando una contracción volumétrica del 40 al 45 % igual en todas las direcciones, equivalente del 17 al 19% de contracción lineal, una vez finalizado el proceso.

Transformación de los componentes 450 a 700 °C

Los materiales vítreos presentan un intervalo de fusión, en el cual sufren una disminución gradual de la viscosidad de la fase vítrea (temperatura de reblandecimiento o transición vítrea).

Durante la cocción se observa que, a medida que aumenta el calor, la masa de porcelana feldespática se funde asumiendo una consistencia pastosa (fluidez termoplástica), ésta sufre una contracción (densificación) y tiende a asumir una forma esférica, sufriendo una reducción de la superficie y energía superficial, la cual se define como estado de mínima energía y es propia de materiales amorfos y viscosos sometidos a la acción del calor.

La transformación genera la formación de cristales de leucita y eutécticas (que es la mezcla de sustancias cuyo punto de fusión es más bajo que el de las sustancias individuales que lo componen); mientras que el cuarzo (vitrificante) permanece invariado, sin transformarse en sustancias alotrópicas propias, debido a la baja velocidad de las transformaciones. Las mezclas eutécticas descienden el punto de fusión del feldespato; están



compuestas en un 60 a 70% por feldespatos (fundentes) y en un 30 a 40% por cuarzo y leucita (feldespato potásico, $K_2O Al_2O_3 6SiO_2$); cuarzo y albita (feldespato potásico, $Na_2O Al_2O_3 6SiO_2$).

Temperatura de transición vítrea y sinterización 700 a 850 °C

Alcanza la temperatura de transición del vidrio, se manifiesta una fase líquida, causada por la fusión de los silicatos alcalinos, de sílice y mezclas eutécticas.

El feldespato se funde dando lugar a un líquido muy viscoso, que rellena los poros y derrite los cristallitos del cuarzo enriqueciéndose de sílice, a temperatura de sinterización la porcelana presenta una estructura constituida por cristallitos de cuarzo sumergidos en un líquido muy viscoso.

Con el enfriamiento sucesivo, el líquido se transforma en vidrio asumiendo rigidez. La microestructura resultante está formada por un compuesto bifásico constituido por partículas dispersas de cuarzo parcialmente fundidas, rodeadas de material amorfo (matriz vítrea) que los une (fig 15).¹

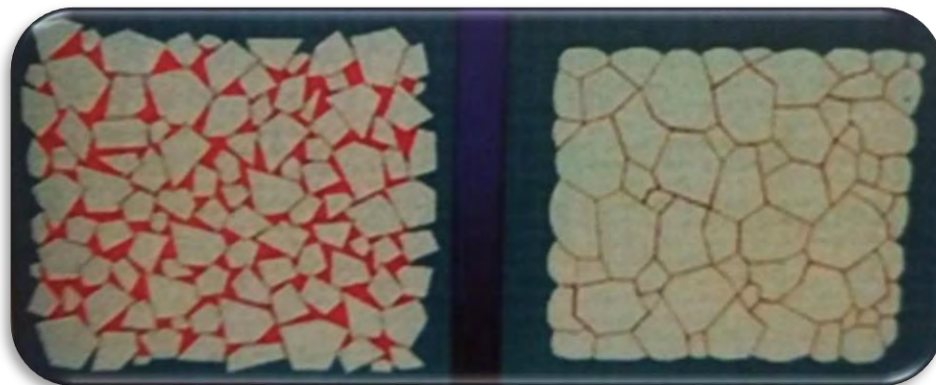


Figura 15 Estructura de la cerámica silícea con matriz vítrea entre los cristallitos y cerámica policristalina con cristallitos en contacto.



Si el producto es mantenido en el horno a temperatura relativamente baja durante mucho tiempo (sobrecocción) su morfología atómica resulta alterada, por reblandecimiento de las capas profundas y cesión de las capas superficiales; se observa un fenómeno de desvitrificación con pérdida de la translucidez, por precipitación y crecimiento de los cristales de leucita. Una sinterización insuficiente se traduce en una estructura cerámica porosa poco densa que luce opaca, yesosa y frágil. ¹

1.2.4.1.2 Vitrocerámicas

El proceso de sinterización inicia a 550° C (temperatura de reblandecimiento), en el cual se observa la formación de primeros puentes individuales (colinas) formados por fusión local sobre las zonas de contacto entre los granos.

A 600° C, los granos de vidrio y vitrocerámica aún resultan reconocibles.

A 650° C, la estructura presenta granos individuales conectados por medio de puentes de sinterización presentando poros abiertos, eliminando las sustancias orgánicas volátiles (aglutinantes); en la medida que aumenta la temperatura se cierran progresivamente los poros a través de los mecanismos de la sinterización en fase líquida.

A partir de los 700 °C están presentes solo los poros individuales encerrados (intersticios), que se cerrarán completamente en la fase final de la sinterización a temperaturas diferentes para los productos en forma individual (720 a 850° C). ¹

1.2.4.1.3 Zirconio

El zirconio se sinteriza por medio de un cuerpo sólido, que se ejecuta a temperaturas de 1350 a 1500 ° C, con ciclos de 6 a 8 horas, para suministrar una energía adecuada de sinterización.



El motivo consiste en la baja conductibilidad térmica del material causado por una elevada presencia de enlaces iónicos, y por una reducción de la porosidad en un 50% por contener aire que es un aislante en forma presinterizada.

Los granos se funden en la periferia y forman enlaces compuestos por capas de átomos, que se distorsionan debido a su posición normal. El movimiento libre y desordenado de los átomos en los intersticios (difusión) contribuye a la total obliteración de grietas y canales. (fig 16) ¹



Figura 16 Esquema de sinterización en fase inicial de cerámica policristalina con formación de puentes entre granos y presencia de canales y poros.

Los granos de zirconio aumentan de tamaño en la medida que aumenta la temperatura hasta llegar a dimensión promedio. Si existe un aumento en las dimensiones promedio disminuye la resistencia de fatiga del material, debido a la disminución del número de enlaces entre los granos por unidad de superficie.

Al haber un mayor aporte de superficie, por el aumento de la temperatura de sinterización o por un tiempo de mantenimiento más prolongado, se produce una difusión del estabilizador, el cual hace que aumente o disminuya el tamaño de los granos, modificando las propiedades mecánicas del material.



Al finalizar la sinterización, los granos se componen en contacto, como un mosaico tridimensional, ante la ausencia de fases intermedias vítreas (fig 17).¹

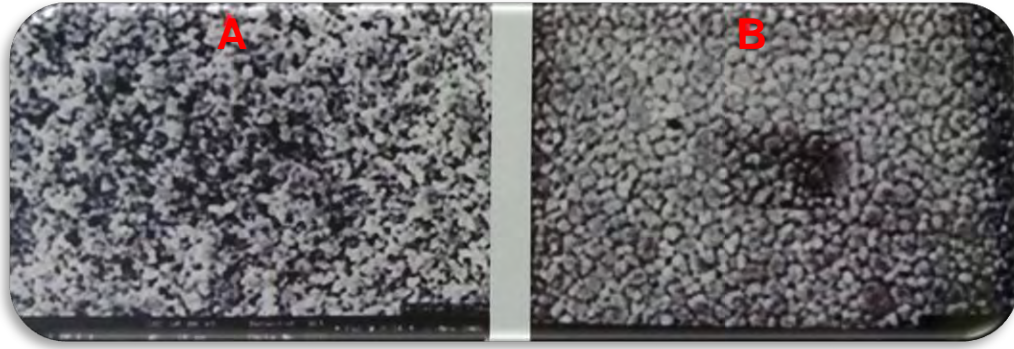


Figura 17 Zirconia presinterizada. **A** (porosa) **B** sinterizada (densa).



CAPÍTULO II SISTEMAS DE DISILICATO DE LITIO

Son vitrocerámicas constituidas por una porción elevada de cristales entrelazados que obstaculizan la propagación de fracturas con resultados altos de resistencia a la flexión que van de 350 a 400 MPa, por lo que su aplicación clínica es para la elaboración de núcleos, debido a la elaboración que poseen.

Su aplicación es en coronas de dientes anteriores y premolares, de la misma forma en infraestructuras de puentes cortos en zona anterior como posterior, que posteriormente son revestidos con porcelana feldespática más translúcida.

Los núcleos conservan una importante proporción de vidrio que les otorga mayor translucidez que a otros materiales cerámicos como la alúmina o zirconia que también son empleados como núcleos.

Sus propiedades físicas son limitadas para la confección de coronas o puentes en zona de molares, donde se pueden emplear con mayor seguridad otros sistemas cerámicos más resistentes pero también menos estéticos por generar bases más opacas.

El primer sistema se desarrolló en 1990 (IPS Empress) que está compuesto por una cerámica de feldespato reforzado con cristales de relleno para tener mejor resistencia; surgieron nuevos sistemas con mejores propiedades ópticas y físicas para un mejor resultado estético, como son los sistemas IPS Empress II que se introdujeron al mercado en 1998. En 2005, IPS e.max Press. En el año 2007 surge el sistema IPS e.max CAD de los cuales solo se referirán las generalidades así como sus indicaciones. ^{16, 18, 20}



2.1 Aspectos estéticos

Presentan excelentes propiedades ópticas, con una translucidez del 75%, dando una apariencia más cercana a los dientes naturales, una alta exactitud al ajuste y estética; los núcleos de alta opacidad enmascaran muñones metálicos y dientes sin vitalidad.

2.2 Sistema IPS Empress II

Los problemas ocasionados por la baja resistencia estructural del sistema Empress causaron que en 1998 surgiera el sistema Empress II con un 60 % de cristales de disilicato de litio, con una resistencia a la flexión de 350 MPa y resistencia a la fractura de 2-2.5 MPa.

Las porcelanas se presentan en pastillas que se funden e inyectan bajo presión y alta temperatura, en un molde de material refractario o por medio de la técnica de cera perdida.

Indicaciones. Para las infraestructuras de coronas unitarias con la necesidad de una cerámica de recubrimiento, prótesis de tres unidades tanto en el sector anterior como el posterior (zona de premolares), restauraciones inlays y onlays, carillas laminadas y prótesis adhesivas con aletas estéticas.

En la actualidad, la porcelana Empress II está incluida dentro del sistema IPS e.max; se la denomina IPS e.max Press.^{7, 8, 16, 20,23}

2.3 IPS e.max Press

Consiste en una cerámica vítrea reforzada con cristales de disilicato de litio. Fue introducida en 2005 como un material de cerámica prensable, con cristales más pequeños y homogéneos con propiedades físicas mejoradas, con una resistencia a la flexión de 400 MPa.

Su técnica de manejo sigue siendo la inyección bajo presión por medio de una pastilla fundida dentro de un molde de material refractario de revestimiento específico; previamente la restauración es elaborada con cera



e incluida en el molde de revestimiento, caracterizada por maquillaje o, se obtiene un núcleo prensado y mediante estratificación de capas se termina de esculpir con IPS e.max Ceram.

Indicaciones. Puede ser utilizada en coronas anteriores y posteriores para enmascarar los muñones metálicos. ²⁴

2.4 Sistema IPS e.max CAD

Fue introducido en 2006; son bloques a base de disilicato de litio para el tallado en sistemas CAD/CAM, con el equipo indicado se pueden utilizar en el consultorio dental en una sola cita.

Su resistencia a la flexión es de 360 MPa (figura 18). ²⁶

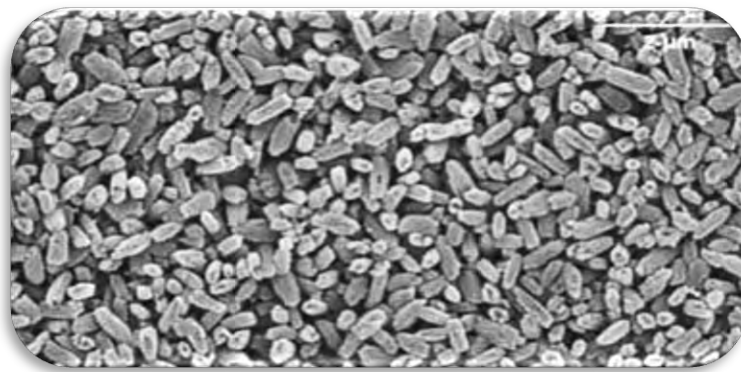


Figura 18 Estructura del disilicato de litio.

Los bloques en fase cristalina son fáciles de tallar en equipo CAD/CAM. El color de esta cerámica se observa en azul, condicionado por la composición y la microestructura de la cerámica de vidrio, el cual presenta una resistencia a la fractura de 130 MPa condicionado por la composición y microestructura de la cerámica de vidrio.

Después de tallar los bloques de IPS e.max CAD se realiza el proceso de cristalización en un horno de cerámica a 850° C durante 35 minutos, del cual se va a originar una transformación de la microestructura; los cristales de disilicato de litio crecen de forma controlada con una contracción de 0.2%.



Durante el proceso de cristalización se pueden aplicar simultáneamente tintes y un material de glaseado para lograr restauraciones en una sola cita.

La transformación de la microestructura establece las propiedades óptimas como el color, la translucidez y la luminosidad.

La estructura final es recubierta con cerámica vítrea feldespática.

Los bloques se encuentran disponibles con dos niveles de translucidez: bloques MO (Opacidad Media) y cinco niveles de opacidad desde MO 0 hasta MO 4.

Los bloques se encuentran disponibles en todos los tonos de la guía Vita classical y Chromascop.

Indicaciones. Inlays, onlays, carillas, coronas anteriores como posteriores. ^{10, 24-26}

2.5 Preparaciones dentarias

Durante el tallado es necesario considerar el límite axial, oclusal y gingival.

Reducción axial de 1 a 1.5 mm.

Reducción oclusal o borde incisal de 1 a 2 mm, con una convergencia de 12° para ayudar al escurrimiento del cemento y a reducir el riesgo de fractura por ausencia del asentamiento.

Espacio libre inter oclusal de 1.5 a 2 mm.

Línea de terminación cervical indicada es en hombro redondeado o chaflán profundo de 90°.

En dientes anteriores la reducción incisal es de 2 mm en 45° en relación a la cara palatina, que satisface la estética para un mayor volumen de cerámica y producir una restauración equilibrada.

Para el área de los conectores lo recomendable es que sean de 3 x 3 mm en la región anterior a 3 x 4 mm en la región posterior, es decir, de 9 mm² a 16 mm² (fig 19). ^{1,27}

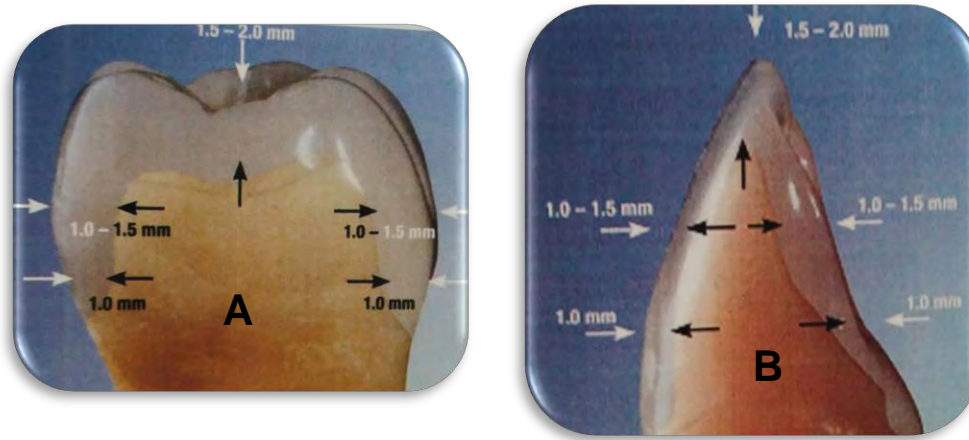


Figura 19 Espesores promedios aconsejados. **A)** Diente posterior **B)** Diente anterior.



CAPÍTULO III SISTEMAS DE ZIRCONIO

La cerámica de zirconio se ha introducido recientemente en la odontología protésica para la fabricación de coronas y prótesis parciales fijas en combinación con técnicas CAD/CAM. ²⁸

Se pueden presentar grietas durante el proceso de sinterización por la transformación en sus fases de tetragonales a monoclinicas. Se ha descubierto que este fenómeno se puede contrarrestar si se añaden óxidos como magnesio (MgO), alúmina (Al_2O_3), Itrio (Y_2O_3), Ceria (Ce_2O_3) u otros componentes convirtiendo a la zirconia (ZrO_2) pura en una estabilizada; siendo el Itrio el más estudiado en odontología. ²⁹

En el mercado se encuentran como zirconia parcialmente estabilizada con magnesio, reforzada con alúmina (Al_2O_3) y zirconia parcialmente estabilizada con itrio. ^{11,16}

3.1 Estabilizadores

Magnesio (Mg-PSZ). Posee escasa difusión por la influencia mecánica negativa del mayor corte de los granos y la compleja tecnología de producción. Un ejemplo es Densir-M (Decim AB).

Alúmina (ZTA). Es una estructura compuesta, que aprovecha las propiedades mecánicas de la transformación de fase del zirconio. Un ejemplo es el sistema In-Ceram-Zirconia (Vita) que contiene un 33% de cerio (CeO_2 , Ce-TZP) en la matriz de alúmina y la infiltración con una fase vítrea, que representa el 25% del producto final.

Itrio (Y-TZP). Es el más difundido y experimentado, su microestructura óptima es obtenida con polvos de granos ultrafinos, homogéneos y pureza elevada, cuando el itrio es adicionado a redes de zirconia algunos iones son sustituidos por iones de itrio, generando un número de vacíos de oxígeno garantizando la neutralidad iónica del conjunto.

Los bloques de zirconia estabilizada con itrio pueden ser procesados, presinterizados o altamente sinterizados. Las propiedades dependen del tamaño de la partícula, mientras más pequeña sea la partícula mayor estabilidad de Y-TZP será.

El grado de estabilización depende de la cantidad de estabilizador adicionado, pudiendo así ser clasificada como zirconia totalmente o parcialmente estabilizada, aumentando su resistencia flexural y fractura.

Estos estabilizadores ayudan a mejorar sus características y propiedades. Cada sistema de zirconia posee diferentes características y ventajas lo que limita la selección del material, por la ubicación en la arcada. ^{1, 11,26} Fig 20



Figura 20. Presentación comercial de los bloques de zirconia. ³⁰

A continuación describiré los siguientes sistemas: In Ceram Zirconio, In Ceram YZ Cubes, IPS e.max ZirCAD, Procera Zirconio, sistema LAVA y Sistema Ceron Zirconia, de los cuales sólo se mencionarán sus características generales así como sus indicaciones.



3.2 Sistema In Ceram Zirconio

El material original consistió de 99.9% de alúmina, que fue sinterizada a 1100° C y después infiltrada con un vidrio de lantano. Se determinó subsecuentemente que la adición de 35% óxido de zirconio parcialmente estabilizado aumentaría las propiedades físicas. Su resistencia a la fractura es de 700 MPa.

El aumento de la resistencia obtenida con la adición de la zirconia implica una gran pérdida estética, que interfiere en los aspectos ópticos de su infraestructura, haciendo que está sea más opaca.

Se puede usar la técnica tradicional sobre el muñón refractario o el material puede ser fresado de los bloques parcialmente sinterizados e infiltrado con vidrio.

Indicaciones: para enmascarar dientes con alteraciones de color y dientes con pernos metálicos, por sus propiedades ópticas.

Coronas totales en dientes posteriores especialmente en molares, prótesis fijas múltiples de pequeña extensión, tanto en dientes anteriores como posteriores (fig 21) que después se recubrirán con una cerámica de baja fusión para lograr el resultado estético definitivo. ^{7, 24, 31}

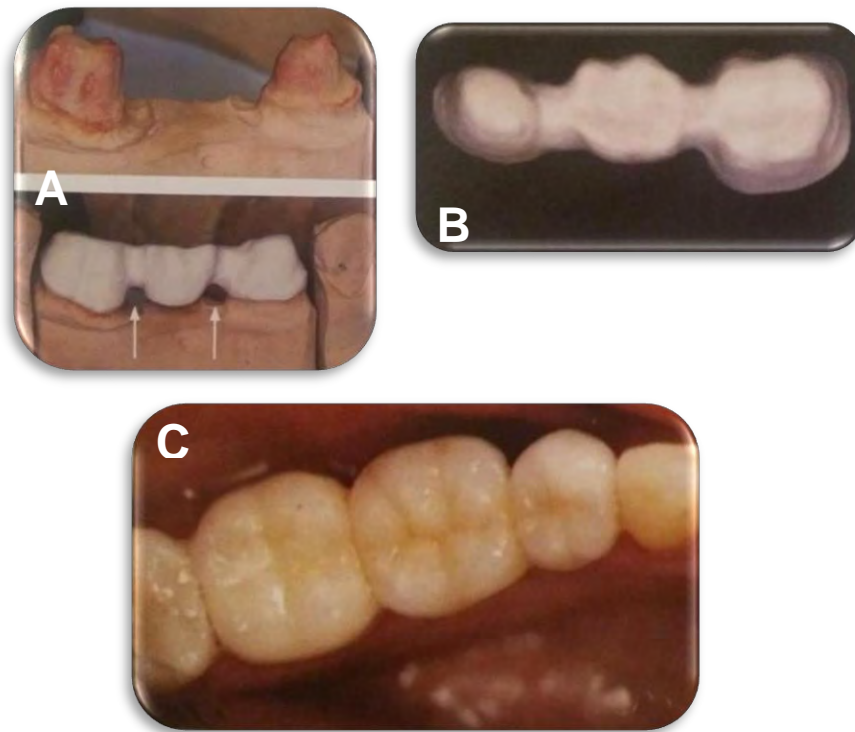


Figura 21 A) Modelo de trabajo troquelado y recortado con la infraestructura B) infraestructura de In Ceram Zirconio
C) Prueba final.

3.3 Sistema In Ceram YZ Cubes

Es una cerámica de óxido policristalina que consta de óxidos metálicos cristalinos y no presenta fase vítrea. Los bloques constan del 91% de óxido de zirconio 5% de óxido de itrio, 3% de óxido de hafnio y 1% de óxido de aluminio y silicio. Son bloques de óxido de zirconio presinterizados y estabilizados parcialmente por itrio. La resistencia a la flexión es de 1000 MPa las estructuras de VITA In-Ceram YZ se recubren idealmente con cerámica feldespática VITA VM 9.

La información necesaria para el sinterizado está indicado en un código de barras en cada uno de los YZ CUBES que el sistema de fresado puede leer mediante escáner y tener en cuenta durante el maquinado. Se puede obtener por dos métodos:



- A) Modelado de la estructura en cera sobre el modelo maestro, escaneado y digitalización subsiguiente del modelo de la estructura.
- B) Diseño CAD conforme a la toma de impresión óptica o escaneado para la digitalización de la estructura y posterior maquinado. ^{24,26}

3.4 Sistema IPS e.max ZirCAD

Son bloques presinterizados de óxido de zirconio y estabilizados con itrio para la técnica CAD CAM que presentan el 50% de porosidad. Los bloques se suministran en cuatro tamaños; los bloques C 15 y C 15 L se utilizan para fabricar coronas unitarias y los bloques B 40 y B 40L para estructuras de puentes de múltiples unidades.

Después de la completa sinterización, el material se convierte en una oxicerámica policristalina con una fase tetragonal de óxido de zirconio.

Resistencia a la flexión de 900 MPa.

Las estructuras IPS e.max ZirCAD altamente sinterizadas se pueden sobreinyectar con IPS e.max ZirPress (Cerámica sintética con cristales de fluorapatita).

Indicaciones: coronas para zonas anteriores y posteriores, estructuras de tres a cuatro unidades en dientes anteriores y posteriores, estructuras de coronas unitarias, y supraestructura sobre implantes (estructuras individuales o de varias unidades).

Contraindicaciones: preparaciones muy subgingivales y pacientes con una dentición muy reducida por alto desgaste oclusal. ²⁶

3.5 Sistema Procera All Zirconio

Se introdujo en el 2001. Utiliza zirconia parcialmente estabilizada con itrio prensado sobre troqueles maquinados y diseñados por computadora, los cuales presentan una resistencia a la flexión de 1121 MPa, comparada con otros materiales.



El proceso de laboratorio consiste en la lectura por contacto del troquel del diente preparado realizado con un escáner asociado a un programa de computadora, que después de escanear cerca de 30 a 50 mil puntos de la preparación, establece una imagen virtual del diente preparado. El escaneo se establece por una punta esférica de zafiro, que va contactando el troquel del diente preparado, a partir de la línea de terminación hasta el tope de la preparación, contorneándolo y a cada vuelta completada el escáner aumenta en 20 μm . Esta recolección de datos tiene como resultado una imagen, que es enviada al laboratorio de procesamiento central (EUA) y se elabora una infraestructura obtenida a partir de un bloque entero del material escogido. Después de la prueba clínica, ésta recibe una cerámica feldespática de recubrimiento desarrollada por el sistema, denominada NobelRondo Zirconia para establecer los contornos anatómicos y las características estéticas. Actualmente las estructuras de zirconia Procera se encuentran disponibles en cuatro tonos:

- **Estándar** que es el tono original de producción.
- **Light** un tono claro para utilizarse con tonalidades luminosas.
- **Médium** un tono medio para utilizarse comúnmente con tonalidades A2, A3, B2, C1, C2 D2.
- **Intense** un tono fuerte para utilizarse con tonalidades cromáticas altas y valores bajos.

Indicaciones: Infraestructuras para coronas individuales, prótesis fija de tres unidades tanto en posteriores como anteriores (fig 22) pilares personalizados de coronas implantosoportadas y casos de bruxismo severo siempre y cuando se necesite de una restauración única, por ejemplo una corona total en dientes anteriores o posteriores. ^{7, 24, 26}

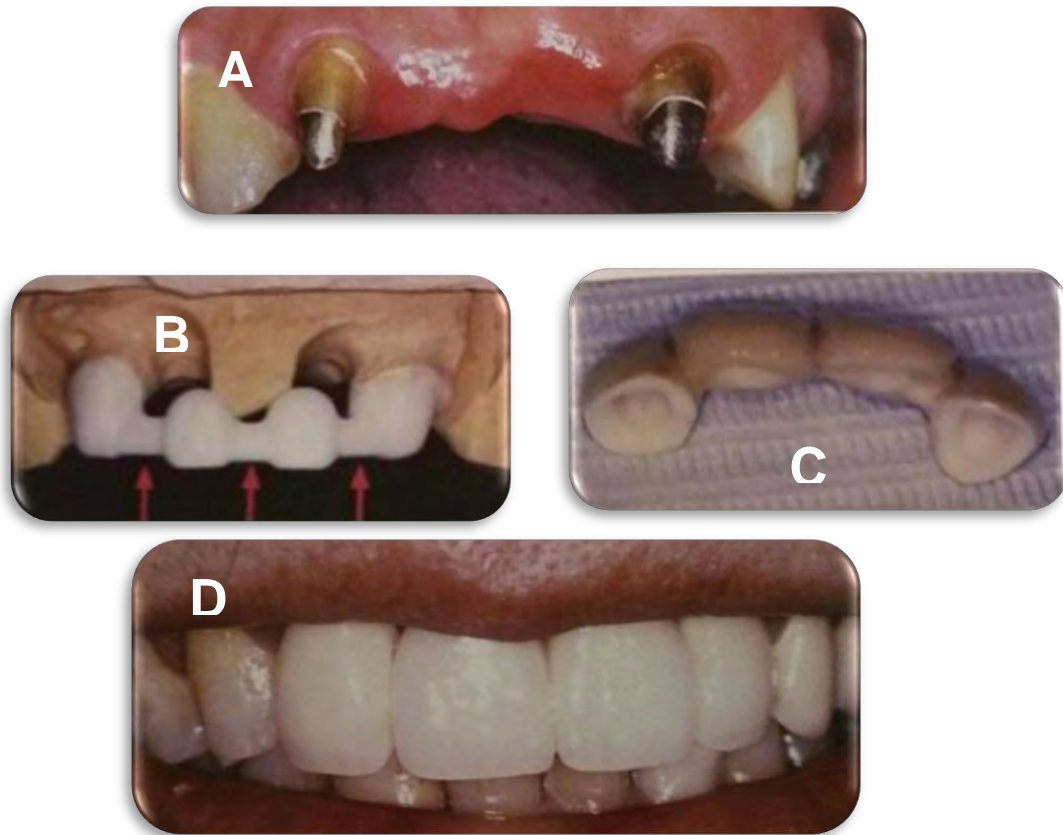


Figura 22 A) Pilares sobre los que se realizará una prótesis fija de Prótesis fija Procera All Zirconia. B) Infraestructura en el modelo de trabajo. C) Infraestructura con recubrimiento de cerámica feldespática. D) Prueba clínica final de la infraestructura.

3.6 Sistema Cercon zirconia

Es un sistema de CAD-CAM, para uso en consultorio dental o en el laboratorio de prótesis dental. Utiliza el método de lectura laser sobre el diente preparado para captar sus dimensiones. Puede ser realizada por método directo en el diente preparado, indirecto que es sobre el modelo refractario, siendo éste el más utilizado.

Posee una resistencia a la flexión mayor a 900 MPa.

El troquel del diente preparado es quien recibe la lectura, las dimensiones de la preparación son captadas y transformadas en una imagen virtual



tridimensional, esta información se usa para el tallado del bloque que contiene el factor de ampliación y otros parámetros necesarios en el proceso y que son controlados por computadora. La información será transmitida a una unidad fresadora, la cual procesará el bloque del material y confeccionará la restauración incrementando su dimensión 20% para compensar la contracción que tendrá lugar durante el sinterizado posterior.

El fresado dura 35 minutos para una corona y 80 minutos para una prótesis de cuatro unidades.

La estructura resultante se coloca en un horno a 1350 °C durante 6 horas, para que sea completamente sinterizado y estabilizado con itrio.

Después se recorta con una fresa de diamante a alta velocidad y refrigerada por agua, se cubrirá con una cerámica de recubrimiento o por inyección.

Indicaciones: infraestructuras de coronas, prótesis parciales fijas de poca extensión y coronas totales en posteriores. ^{7,32}

3.7 Sistema Lava

Se trata de un sistema CAD-CAM comercializado desde el 2004. Tiene una resistencia a la flexión de 900 a 1200 MPa.

Lava consta de dos cerámicas, una para el núcleo compuesta de cristales de zirconio tetragonal estabilizados con itrio (Lava Frame Ceramic) y otra feldespática de revestimiento por capas (Lava Ceram).

Posee dos tipos de cristalización, en estructura monoclinica que es como aparece en la naturaleza y otra en estructura tetragonal metaestable, estabilizada por itrio que es como se manipula y se presenta de manera comercial.

Es un material con una translucidez escasa, debido a que el zirconio es casi tan opaco como el metal.

Lava utiliza el escaneo de los troqueles de los dientes preparados para obtener informaciones sobre sus dimensiones; incluye un escáner óptico (Lava Scan ST), que procede a la lectura de los troqueles y envía



información al programa de computación del sistema, que procesa estos datos y confecciona virtualmente el trabajo protésico seleccionado para el caso. Las informaciones sobre la infraestructura son enviadas a una máquina de fresado (Lava Form), que procesa el bloque de zirconia hasta alcanzar las características establecidas por la computadora, tiene una duración de 35 minutos para una corona y de 75 minutos para una estructura de tres unidades. El proceso de sinterización que es responsable de conferir la alta resistencia del material, es realizado en un horno de sinterización (Lava Therm). Antes del procedimiento de sinterización, si se desea, la infraestructura de zirconia puede ser sometida a un proceso de pigmentación (disponibles siete colores de pigmentos en la escala Vita Classic), de acuerdo con la tonalidad básica del color de los dientes del paciente, lo que facilita la obtención de resultados estéticos más favorables. El procedimiento de sinterización tiene una duración de 8 horas incluyendo el tiempo de enfriamiento, con una contracción del 20%.

A diferencia de los demás sistemas, Lava solo utiliza zirconia parcialmente estabilizada con itrio como material para sus estructuras.

Indicaciones: coronas individuales anteriores y posteriores, prótesis parciales fijas múltiples en anteriores y de hasta 10 unidades en posterior, pilares sobre implantes y prótesis parciales fijas sobre pilares de tres a cuatro elementos. En inlays, onlays y aletas de prótesis fija adhesiva; su uso es restringido debido a que la zirconia no es ácido sensible y no se beneficia de la adhesión en el cementado resinoso (fig 23).^{7,10,2}



Figura 23 Pasos para la confección de una prótesis parcial fija en sistema Lava-Zirconio. **A)** Preparación para una prótesis fija de tres unidades. **B)** Escaneado de la preparación. **C)** Confección de la infraestructura en zirconia realizada en computadora. **D)** Realización de la infraestructura en bloques de zirconia. **E)** Prueba clínica de la infraestructura. **F)** Prótesis parcial fija final.



3.8 Sistema Prettau

Zirkonzahn propone una zirconia de última generación: zirconia Prettau altamente translúcida que en combinación con una técnica de coloración especialmente desarrollada sirve para la fabricación de trabajos 100% zirconia de gran estética, en especial sobre implantes, y para evitar fracturas de la cerámica. ¹¹

El origen del nombre y de toda la gama de productos Prettau es por la comunidad de Prettau, situada en una ciudad de Val de Tunes y de Val Aurina en Alto Adige en Italia la sede de Zirkonzahn.

La Zirconia Prettau se estabiliza parcialmente con itrio y se enriquece con aluminio. De ésto derivan propiedades como la alta resistencia a la flexión de 1.570 MPa.

Translucidez más alta, gracias a una microestructura optimizada del óxido de zirconio.

No produce abrasión al diente antagonista.

Se alcanza hasta el doble de resistencia.

Ideal para rehabilitaciones con implantes, o para prótesis con reconstrucción de encía sólo se debe estratificar con cerámica la región de los dientes anteriores o posteriores.

La zirconia Prettau está disponible en bloques de siete tamaños y dos alturas diferentes (fig 24). ³³



Figura 24 Presentación de los bloques de Prettau



Prettau Bridge son prótesis fijas completas sobre implantes para rehabilitar maxilares atrofiados, en el que es necesario sostener los tejidos blandos periodontales, por lo tanto, es necesario modelar encías y procesos alveolares en cerámica.

La producción de prettau bridge prevé diferentes fases de elaboración:

Se inicia con el modelado en cera de la base protésica sobre los cuales se montan dientes prefabricados. El modelo es duplicado en resina autopolimerizable, mediante una impresión en silicona y es acabado con fresas.

El modelo es fijado a un disco en material plástico, preparado de manera que acoja en el centro de la estructura y la sostenga con conectores; a su vez el disco es fijado a la unidad de copiado.

El trabajo planeado se fresa previamente con fresas de carburo de tungsteno de diámetros decrecientes provistos por el fabricante, se mecaniza todo el trabajo con la fresa esférica 2 K y la fresa 1 L. Los detalles más finos se perfeccionan con la fresa 0.5 S. Las fisuras y las zonas interdentes se repasan con la fresa 0.3 C. El trabajo ya fresado y sinterizado, se separa del bloque de zirconia con la fresa 1 XL.

El acabado de la zirconia en crudo es manual, se efectúa con piedras para óxido de zirconia, piedras diamantadas, discos de goma y fresas de tungsteno para minimizar los eventuales retoques después de la sinterización.

Se somete a un baño de arena con óxido de aluminio, para crear una superficie apropiada para la infiltración y evitar que el color se expanda.

La coloración por infiltración de la prótesis presinterizada es realizada mediante el pincelado con líquidos colorantes, que se absorben por la estructura porosa; el color se define por la cantidad de pinceladas para ello es necesaria cierta experiencia puede ser de 4 a 6.

Una vez realizado el secado con lámpara de rayos infrarrojos (fig 25), se procede con la sinterización en un horno especial, de acuerdo con tiempos indicados por el productor.

Después de la sinterización, la prótesis es terminada con la coloración de la superficie y la estratificación de la cerámica feldespática en las zonas anteriormente reducidas.

Con la vitrificación (cocción del glaseado) y el abrillantado se finaliza el trabajo. ^{1,33}

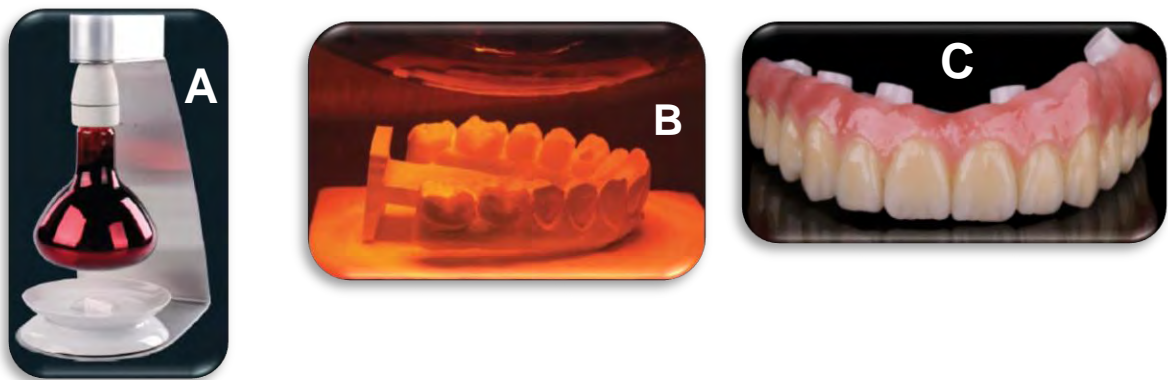


Figura 25 A) Lámpara de secado B) Secado de prótesis en lámpara C) Prótesis finalizada

Existe una versión llamada Prettau Anterior.

Es utilizada para dientes anteriores, constituye una alternativa ideal para tratamientos estéticos. Una ventaja que ofrece el uso de Prettau Anterior es la elaboración fácil y rápida de reconstrucciones en la región posterior. Con una resistencia a la flexión de 670 MPa con una temperatura de sinterización de 1500 °C, es 100 % biocompatible.

En su método de elaboración el fresado no requiere refrigeración ni utensilios diamantados. El material se fresa en seco utilizando las fresas normales para zirconia pre sinterizadas.

Esto hace que los tiempos de trabajo sean menores, se necesita menos material y se limita el desgaste de los utensilios con respecto al disilicato de litio.

Gracias a la microestructura del óxido de zirconio, es posible la realización de casos clínicos que requieren soluciones altamente estéticas. En combinación con líquidos especiales del fabricante, este material permite ampliar las opciones para elaborar reconstrucciones completamente anatómicas en zirconia en la región anterior, se puede personalizar con diferentes colores antes de la sinterización, eliminando así la fractura (fig 26). Sin embargo, las restauraciones de vitrocerámica, presentan una sola tonalidad cromática antes de ser sinterizadas y estas pueden ser personalizadas después de la sinterización.

Indicaciones. Para coronas individuales, inlays, onlays, veneers, puentes de 3 elementos.³⁴



Figura 26 Zirconia Prettau anterior

3.9 Preparaciones dentarias

Para las coronas y estructuras de tres unidades se debe reducir homogéneamente la forma anatómica del diente, respetando los grosores mínimos indicados.

Las paredes axiales deben tener una conicidad expulsiva mínima de 3° alisadas por fresas de granulaciones finas, facilitando la lectura del sensor óptico laser y posterior fresado.

La terminación cervical indicada es hombro redondeado o chaflán profundo de 90°.



La reducción axial debe ser de 1 a 1.5 mm, para mantener un espesor mínimo en la estructura cerámica de 0.5 mm.

En dientes posteriores una reducción oclusal de 1.5 mm en cúspides funcionales como no funcionales.

Para dientes anteriores una reducción incisal de 2 mm.

El espesor vestibulo lingual del borde incisal debe ser de 0.9 mm.

Para las carillas laminadas la preparación en algunos casos, se limita al esmalte; con un espesor vestibular de 0.5 a 1 mm, reducción axial de 0.5 mm, reducción incisal entre 1 y 1.5 mm, margen cervical de 0.3 a 0.6 mm con terminación en bisel. ³⁵

El espesor del material de una carilla laminada requiere un espacio adecuado de 0.5 a 0.9 mm en la cara vestibular y de aproximadamente 1.5 mm en incisal (fig 27). ⁷

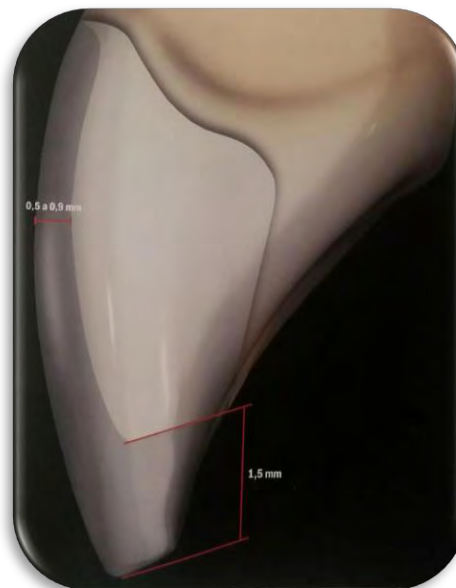


Figura 27 Espesor requerido de material para carillas laminadas.



Se deben observar conectores de 6 a 7 mm² para estructuras anteriores de hasta 3 unidades y 9 mm² para puentes de 4 unidades con dos pónicos.

Para obtener una adaptación marginal ideal, las adaptaciones deben ser bien lisas y nítidas.

Todos los ángulos de las preparaciones deben ser redondeados para facilitar la lectura óptica, fresado y reducción de concentración de tensiones. Estos parámetros deben estar incluidos en los programas de diseño CAD. ²⁶

3.9.1 Prueba clínica

Las coronas totales y las prótesis fijas necesitan de dos sesiones de prueba clínica: la prueba de fase de infraestructura y la prueba de fase de revestimiento.

En la segunda sesión de prueba clínica, se observa la calidad de adaptación y el asentamiento marginal.

El técnico confecciona la infraestructura y la envía al consultorio para la primera prueba clínica; es imprescindible resaltar la importancia de una preparación bien definida, una impresión cuidadosa y realizada adecuadamente es fundamental para la realización de coronas bien elaboradas.

Con la aprobación clínica de la infraestructura, el clínico reenvía el trabajo al laboratorio para la aplicación de la cerámica de revestimiento, acompañada de todas las informaciones estéticas y de color.

Para la segunda prueba clínica que consiste en la revisión de adaptación de la cerámica de revestimiento, así como aspectos anatómicos, estética, estabilidad proximal y ajuste de oclusión.

Las coronas y/o prótesis deben ser asentadas para la verificar la adaptación marginal y oclusal en caso de no tener asentamiento adecuado, se verifica si hay excesos en los contactos proximales, marcados con papel articular de ser el caso, se desgasta la restauración con fresa de diamante y abundante irrigación.



El ajuste oclusal será realizado para obtener criterios ideales como:

Contactos oclusales bilaterales simultáneos en cerámica.

Contactos oclusales céntricos.

Ausencia de contactos interferentes en los dientes posteriores en los movimientos de protrusión y lateralidad.

En los movimientos de lateralidad, debemos establecer una guía de desoclusión en los caninos.

En los movimientos protusivos, debemos tener función en el grupo anterior, es decir, por lo menos dos incisivos superiores y dos inferiores en conexión conjunta.

Cabe decir que, al proceder con la prueba de las restauraciones cerámicas, y se observa falta de material, lo ideal es añadir material.

Acabado y pulido: los ajustes oclusales se realizan utilizando fresas de diamantes finas, el pulido se realiza con instrumental de pulido cerámico (puntas de pulir cerámica o diamante, discos para pulir los márgenes de la restauración) para un acabado de alto brillo.^{7, 36}

El uso de fresas de diamante y carburo, son utilizadas para el procedimiento de remoción para una corona o una prótesis de disilicato de litio y zirconia, un ejemplo es la fresa 4ZR (separador y tallado de coronas de óxido de zirconia, excelente capacidad de corte), se utiliza con bastante irrigación para realizar el corte de vestibular a palatino o lingual, pasando por la zona oclusal o incisal. Una vez que la corona es seccionada por la mitad, las mitades se retiran (fig 28).^{37, 38}

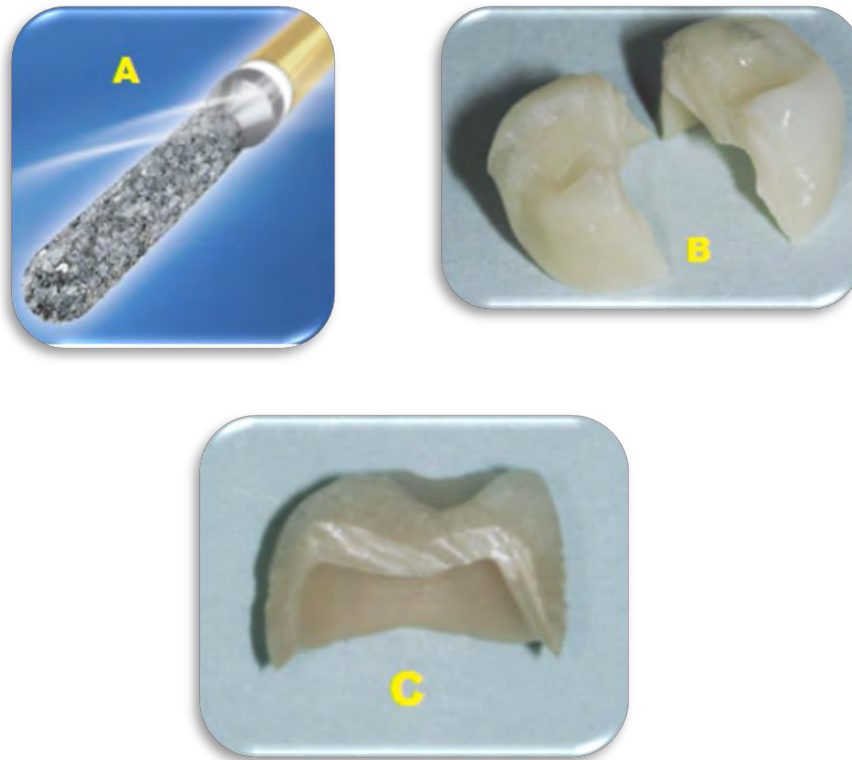


Figura 28 A) Fresa 4ZR para el corte de cerámica **B)** La corona fue seccionada por la mitad **C)** La corona se retiró, dando como resultado un corte limpio.



CAPÍTULO IV CEMENTACIÓN DE LAS RESTAURACIONES

Los sistemas cerámicos libres de metal han ido evolucionando y mejorando sus propiedades físico químicas; los mismos que requerirán de diferente medio cementante según su composición, por lo que es de suma importancia conocer si dicha estructura tendrá resistencia propia y podrá ser cementada convencionalmente (cerámicas ácido resistentes), o requerirá del cementado adhesivo para lograr una resistencia mecánica intrínseca adicional (cerámicas ácido sensibles).³⁹

Es importante tener en cuenta que los materiales de cementación final deben exhibir adelgazamiento a la ruptura (reducción de la viscosidad cuando se aplica presión) para minimizar la fractura de la restauración que está encima del sellado. El medio de cementación también debe proporcionar una base firme en la restauración para maximizar la resistencia a la fractura.³⁵

El objetivo primordial de la fase de cementado es establecer una unión efectiva entre el sustrato dental, el material restaurador y el propio agente cementante, lo que da como resultado el sellado de la interfaz cemento-esmalte, cemento-dentina y cemento-restauración.

La asociación incorrecta entre el material restaurador y el agente cementante lleva, muchas veces a los fracasos clínicos.⁴⁰

4.1 Propiedades de los agentes cementantes

Un agente cementante ideal debería tener características como: buena unión mecánica, biocompatible, adhesión entre diferentes estructuras, adecuado espesor de película y viscosidad, solubilidad, poseer propiedades bactericidas, tiempo adecuado de trabajo y fraguado, radiopaco y buenas propiedades estéticas. Además debe permitir la remoción de sus excesos con facilidad.



Considerando que ningún material disponible para la cementación es capaz de cumplir con todos esos requisitos, la elección debe darse por las exigencias clínicas de cada caso y su relación con las características del cemento a ser empleado.^{8, 41}

4.1.2 Tipos de unión

1. **Unión mecánica.** Un ejemplo el cemento de fosfato de zinc no presenta adherencia molecular, fijando la restauración por introducción en pequeñas irregularidades de la superficie del diente y de la restauración.⁴¹
2. **Unión micromecánica.** Como ejemplo, los cementos resinosos presentan resistencia a la tensión variando de 30 a 40 MPa, y cuando son utilizados sobre una superficie irregular puede crear una unión micromecánica eficaz, producida por el acondicionamiento ácido; ácido fosfórico al 37% en la superficie del esmalte, ácido hidrofúorhídrico en la superficie cerámica y microarenado con óxido de aluminio.⁴¹
3. **Unión por adherencia molecular** participan fuerzas físicas (bipolares, Van der Waals) y químicas (iónicas, covalentes) entre las moléculas de dos sustancias diferentes.⁴¹
4. **Biocompatibilidad.** Debe ser compatible y tener interacción con los tejidos dentarios, no ser tóxico y poseer bajo potencial alérgico. Pueden presentar reacción pulpar y una sensibilidad posquirúrgica por un excesivo secado de la dentina antes de la cementación y la probable contaminación bacteriana.^{8,41}
5. **Adhesión.** Es el mecanismo que mantiene dos o más partes unidas, estas superficies pueden ser tratadas, por dos tipos: **físicas** por el enfriamiento de superficies, que puede ser visible al ojo humano como ocurre al preparar una cavidad para amalgama en donde se observa que las paredes cavitarias se enfrentaran al material restaurador, y así evitar que al cristalizar el material se salga de la cavidad, produciendo una



adhesión llamada macromecánica. **Químicas** intercambio iónico-molecular entre dos partes que no es visible al ojo humano; se observa cuando se utiliza la técnica de grabado ácido adamantino y se obtiene en este tejido millones de microporos, en donde se alojará y endurecerá el adhesivo, generando así una unión micromecánica. La adhesión macromecánica se da en el orden de las décimas de milímetro, mientras que la unión micro mecánica se da en el orden de las milésimas de milímetro o a nivel micrométrico. ⁴²

6. **Espesor y viscosidad.** El espesor puede interferir en el éxito clínico de la restauración, ya que debe ser capaz de sellar el espacio existente entre la restauración y el margen del diente preparado; la viscosidad debe permitir el asentamiento adecuado de la restauración minimizando así la cantidad de cemento expuesto al medio bucal. ⁸
7. **Solubilidad.** La longevidad de una restauración indirecta está íntimamente ligada al mantenimiento de la interfase diente-restauración. Para eso, es necesario que el cemento posea baja solubilidad frente a la erosión o disolución de partículas en el ambiente oral, manteniendo de esa forma la integridad marginal. Una alta solubilidad provoca solución de continuidad en la interfase, lo que contribuye con la infiltración marginal, penetración bacteriana y reincidencia de caries. ^{8, 41}
8. **Propiedades antibacterianas.** Los productos que contienen flúor en su composición nos ayudan para dar un efecto anticariógeno y así destruir o inhibir los microorganismos; ésto dependerá del tipo de cemento que se utilice. ⁴¹
9. **Tiempo de trabajo y fraguado.** La mayoría de los materiales están disponibles en presentaciones polvo-líquido permitiendo que el material mezclado escurra con facilidad en el espacio entre el diente y la restauración con una adaptación precisa, si al mezclarlo se altera su dosificación y espatulación así como el tiempo de trabajo y fraguado indicado por el fabricante de cada material, se pueden llevar a efectos



drásticos en la solubilidad como también algún daño por la temperatura que pudiera afectar el complejo pulpar. ^{8, 41}

10. Radiopaco. Es una propiedad que debe buscarse en los agentes de cementación, permitiendo que el clínico observe a través de la radiografía, la línea de cementación, presencia de caries recurrentes o excesos de cemento en áreas proximales. ⁴¹

11. Propiedades estéticas. El material usado para la cementación debe presentar estabilidad de color con el paso del tiempo; en razón a la forma en como ocurre su polimerización, la presencia de acelerador (amina) en cementos de polimerización dual puede provocar alteración en el color con el paso del tiempo. ^{8, 41}

4.1.3 Agentes de cementación final

Las restauraciones libres de metal, dependiendo del tipo de cerámica que se utilice tienen una cementación final con cemento de fosfato de zinc, ionómero de vidrio, ionómero de vidrio modificado con resina o con cementos resinosos.

4.1.3.1 Cemento de fosfato de zinc

Es un cemento de reacción ácido base, de alta resistencia y baja solubilidad; es llamado fijados o a base de agua por su formulación a base de agua; su norma es la 96 de la ADA.

Se clasifica por su uso como: material cementante y como forro o base.

Se usa para fijar estructuras hechas fuera de boca, a tejidos del diente, para cementación de coronas y prótesis fijas totalmente cerámicas de alúmina y zirconia.

Su composición es en forma de polvo y líquido cuya mezcla endurece. El polvo es a base de óxido de zinc en 90%, con otros óxidos como magnesio, bismuto y silicio. El líquido es una combinación de ácido fosfórico y agua en



proporciones más o menos iguales, con sales de zinc y aluminio como buffer para amortiguar la acidez del ácido fosfórico.

Es un aislante térmico y eléctrico, como material cementante tiene valores altos de resistencia a la compresión y solubilidad baja; se logran espesores de la mezcla menores a 25 micras.

Su manipulación se recomienda en loseta de vidrio de 2 cm de grosor, se deposita el polvo y líquido sin tener contacto entre sí, el polvo se divide en porciones pequeñas y con espátula de acero se van incorporando las porciones con movimientos circulares y presionando la pasta en la loseta, por un periodo de 120 segundos, obteniendo una mezcla homogénea, cremosa y que forma una hebra de 2 cm sin romperse cuando se levanta de la loseta. Una vez lograda la consistencia requerida, se lleva a la estructura y se asienta en el área que se va a restaurar, se espera unos minutos a que endurezca, se retiran los excesos. ^{6, 43}

4.1.3.2 Cemento de ionómero de vidrio

Corresponde a la norma 96 de la ADA, presenta características como la capacidad de adherirse químicamente al esmalte y dentina, libera flúor.

Se clasifica en: tipo I material cementante, tipo II material restaurador, tipo III como material de revestimiento o base.

Los tipos I son acuosos, están indicados para cementación de coronas y prótesis parciales fijas metálicas, coronas con estructuras de alúmina, pernos y núcleos.

Su presentación es en polvo y líquido cuya mezcla endurece. El polvo esta hecho a base de sílice, aluminio, calcio y flúor; formando fluoraluminosilicato de calcio soluble en ácido. El líquido es ácido poliacrílico, agua y pequeñas porciones de ácidos tartáricos y maleico diluidos en agua.

Como cemento tiene valores altos de resistencia a la compresión, y alcanza la más baja solubilidad de todos los cementos después de 24 hs de colocado.



Su presentación es en frascos de polvo y líquido, que son dispersados en una loseta incorporando el polvo al líquido en grandes proporciones y mezclando por 30 a 45 segundos. El asentamiento de la restauración debe ser realizado antes que el cemento pierda su apariencia brillante.^{8, 43}

4.1.3.3 Cemento de ionómero de vidrio modificado con resina

Su composición es similar a la de ionómero de vidrio convencional más resina; la cual ayuda a mejorar la fuerza de adhesión y compresión, así como la fuerza de tensión, disminuye la solubilidad y presentan un excelente grosor a la película.

Puede presentar activación química o ser fotopolimerizables. El cemento fotopolimerizable es utilizado como sellador o base. El cemento químicamente activado está indicado para la cementación de coronas, prótesis parciales fijas, restauraciones cerámicas, inlays, onlays, coronas metálicas, dispositivos ortodónticos, pernos metálicos y de cerámica.

Estos productos no se deben utilizar para la cementación de coronas cerámicas sin estructura de refuerzo ya que por la absorción de agua la expansión que puede presentar, puede causar fractura en la restauración.

El polvo contiene fluoraluminosilicato y un sistema catalizador, el líquido contiene una solución acuosa de ácido policarboxílico modificado por grupos de metacrilatos. Cuando se une el polvo y el líquido reaccionan en forma de ácido base, poseen grupos vinilos que, polimerizan cuando son activados químicamente.

El uso de acondicionadores e imprimidores conteniendo HEMA (2-hidroxietilmetacrilato) promueve una adhesión adecuada ya que la limpieza y remoción parcial del barro dentinario, favorece el contacto íntimo y la reacción iónica con la superficie dentaria.

Se agita el polvo-líquido antes de ser dispersado en la loseta manteniéndola en posición vertical. El polvo es incorporado al líquido durante treinta segundos y el tiempo de trabajo es de 2 a 5 minutos. Después de la mezcla



el cemento es aplicado a la restauración y en conjunto es llevado a la preparación, la cual debe estar limpia y seca.^{8, 21}

4.1.3.4 Cementos resinosos

Son materiales compuestos constituidos por una matriz de resinas Bis-GMA (bisfenol A-metacrilato de glicidila) y por carga de partículas inorgánicas pequeñas tratadas con silano. Pueden ser clasificados según el tamaño y el volumen de las partículas, así como por el método de polimerización.

Un grupo de cementos posee monómeros adhesivos que se adhieren químicamente al metal, denominados cementos adhesivos o resinas adhesivas, indicado para la cementación de piezas metálicas ya que se adhieren a los óxidos.

Los composites fotoactivados son iniciados por la presencia de luz, por medio del sistema de canforoquina y amina terciaria alifática.

Los cementos duales son sistemas pasta-pasta y tiene ambas formas de polimerización; química y por luz. La polimerización química debe ocurrir independientemente de la aplicación de luz, en un tiempo promedio de seis minutos. La aplicación de luz debe ser hecha inmediatamente después de la remoción de excesos en las caras de la restauración; de esa forma se obtiene un cemento con propiedades físicas superiores.

Son menos biotolerables que los de ionómero de vidrio, debido a su baja solubilidad en el medio oral, se produce menor grado de infiltración marginal.

Los cementos de resina químicamente activada están disponibles en un sistema de dos componentes polvo y líquido, o dos pastas. La mezcla es realizada en una loseta o en papel específico durante un tiempo de 20 a 30 segundos, hasta que los materiales estén homogenizados por completo.

Los cementos fotopolimerizables se presentan en un sistema de un solo componente. El tiempo de exposición a la luz, necesario para la polimerización, depende de la transmisión de luz a través del material restaurador y de la potencia del fotopolimerizador, siendo de 40 segundos.



En los sistemas de doble polimerización, inicialmente se realiza una manipulación semejante al sistema químicamente activados. La activación química es lenta, y se amplía el tiempo de trabajo hasta la exposición de la luz de polimerización, y entonces el cemento solidifica rápidamente.

Los procedimientos adhesivos son sensibles a la técnica por lo que siempre se requiere de un aislamiento del campo operatorio.^{8, 41}

4.2 Procedimiento de cementación

La cementación de restauraciones indirectas con distintos tipos de cerámicas libres de metal, implica la unión a los tejidos dentales así como el interior de la restauración por lo que es necesario tratar la cara interna de la restauración, que tiene como finalidad eliminar residuos e impurezas, además de crear irregularidades o porosidades que sirven como retenciones mecánicas para el sistema adhesivo de cementación; por lo que es necesario grabar la superficie interna de la restauración con ácido fluorhídrico, como es el caso de las cerámicas feldespáticas, las de vidrio ceramizado reforzado con disilicato de litio; cada una tiene un protocolo específico para su mejor retención y cementación.⁴⁴

El papel del ácido fluorhídrico es de atacar la matriz vítrea que rodea la fase cristalina de las cerámicas feldespáticas promoviendo una disolución parcial de sílice (SiO_2), la cual produce formación de zonas microretentivas, que serán llenados por el cemento resinoso; después del acondicionamiento ácido, es necesario aplicar un agente silanizador sobre la superficie de la cerámica acondicionada.

Los silanos son sustancias empleadas para facilitar la adhesión entre los sustratos inorgánicos y la matriz orgánica, los cuales están presentes en la composición de cualquier resina compuesta; el papel del silano es de favorecer una unión química entre el cemento resinoso y el material cerámico, aumentando la humectación superficial, favoreciendo la unión



química del silano aplicado en la cerámica y el silano presente en la composición del cemento resinoso.

No ocurre lo mismo con las coronas reforzadas con alúmina y las de zirconia que por su dureza y por no presentar una matriz vítrea, las hace resistentes al ácido fluorhídrico, pueden ser cementadas con agentes de sellado convencional, como fosfato de zinc y ionómero de vidrio; la superficie dental es la única que se beneficia con la adhesión, pues las superficies internas de la restauración tienen la imposibilidad del acondicionamiento con ácido, por lo que se realiza un arenado previo. ⁷

4.2.1 Tratamiento de las superficies previamente al cementado

Inicialmente se remueve la corona o el puente provisional, se retiran los restos de cemento, se pule la preparación con cepillo, pasta abrasiva y agua, secar sin deshidratar la dentina y aplicar un agente desinfectante que puede ser clorhexidina.

La corona o puente debe ser probada de nuevo sobre el o los dientes preparados y, verificar la adaptación y el asentamiento marginal deben ser verificados.

Posteriormente se procede al acondicionamiento del esmalte durante 15 segundos, seguido de la dentina por 15 segundos con ácido fosfórico al 37% (excepción de los sistemas adhesivos que presentan imprimadores con monómero ácido, eliminando, el ácido fosfórico).se retira el ácido fosfórico con abundante agua y se procede a secar la superficie pero sin desecar para evitar posibles complicaciones. ^{7, 41}



4.3.1 Restauraciones ácido sensibles. Feldespáticas, leucíticas y disilicato de litio.

Se utilizan ampliamente por sus propiedades biomiméticas, tanto en sector posterior como el anterior, alcanzan propiedades ópticas de alta estética y proporcionan una excelente biocompatibilidad.

Las más comunes son vitrocerámicas y las feldespáticas.

El enlace resina-cerámica contribuye a la longevidad de la restauración y ésto se logra mediante unión micromecánica y química. Para el tratamiento de la superficie cerámica se debe aplicar ácido fluorhídrico, que reacciona con la matriz de vidrio que contiene sílice y forma hexafluorosilicatos. Las restauraciones ácido sensibles requieren de una concentración de ácido fluorhídrico y tiempo de grabado previo a su cementación final.

Una correcta adhesión proporciona alta retención, mejora la adaptación marginal, previene la microfiltración y aumenta la resistencia a la fractura tanto del diente, como la restauración.³⁹

Las cerámicas silíceas y las reforzadas con leucita son grabadas con ácido fluorhídrico al 9%, durante 60 segundos; para la formación de grietas, después del grabado se tiene que realizar una limpieza con ultrasonido durante 5 minutos en agua destilada (como alternativa acetona o alcohol) destacando las microporosidades que aumentan la superficie disponible para el cementado adhesivo.

Las cerámicas de disilicato de litio necesitan un grabado menor, con ácido fluorhídrico al 5% durante 20 segundos, suficiente para determinar microporosidades, se lava con abundantemente agua destilada por un minuto en una tina de ultrasonido, y después se neutraliza con bicarbonato de sodio por lo menos un minuto, nuevamente se lava. Se realiza un baño de arena con perlas de vidrio de carburo de silicio a baja presión los cuales son aplicados oblicuamente a la superficie de manera que reduzca la energía de impacto, logrando una conexión fuerte entre la restauración y la superficie del diente obteniendo con ello un resultado estético, ya que por la unión del



cemento de resina a la restauración se obtiene un color semejante al diente natural.³⁷

En las restauraciones de alúmina y de disilicato, se graban con ácido fluorhídrico al 5% por 20 segundos, es lavada y arenada para lograr una mejor superficie retentiva; se aplica el agente silanizador sobre la superficie interna con un microbrush por uno o dos minutos, se realiza solo un secado parcial con breves chorros de aire el cual ayuda a remover el exceso. Una vez acondicionada adhesivamente las coronas o puentes, se preparan las zonas dentales a restaurar.

En caso de dientes anteriores se coloca aislamiento relativo con torundas de algodón para el control de la humedad, los dientes vecinos son protegidos con cinta teflón ya que grabar el esmalte, implica un alto riesgo de dejar restos de cemento en el espacio interdental, uniendo los dientes y dificultando su remoción.

Se mezcla el cemento resinoso de activación dual durante 15 segundos, y éste debe ser aplicado en el interior de la restauración para así asentar sobre el diente o dientes preparados con una mínima presión. Se retiran los excesos de cemento con pincel sobre todas las superficies; cada cara de las superficies dentales se fotocuran durante 40 segundos, se observa la oclusión y de ser necesario se utilizan piedras de diamante de grano fino y ultra fino, seguidas de gomas para la terminación superficial de la porcelana.^{7,18, 20, 23, 39, 44}

4.3.2 Restauraciones ácido resistentes alúmina y zirconio

Éstas son cerámicas policristalinas de muy alta densidad y que no contienen vidrio de sílice amorfo en su composición. Sus matrices son de óxido de aluminio u óxido de zirconio, que no reaccionan con el grabado de ácido fluorhídrico, por lo que se tiene gran similitud con las restauraciones metálicas, se utiliza cementos de fosfato de zinc, ionómero de vidrio convencional o modificado con resina o cementos resinosos.

Las cerámicas con base de alúmina están representadas por las cerámicas aluminosas de sinterización porosa y por alúmina de sinterización densa.

Las de sinterización porosa son cementadas adhesivamente, debido al porcentaje de vidrio grabable con ácido fluorhídrico.

Las de sinterización compacta no son grabables y deben utilizarse técnicas alternativas de cementado.

La alúmina densamente sinterizable es cementada con modalidades similares al zirconio.

Se utiliza tratamiento triboquímico que es: un baño de arena con partículas de alúmina de 50 micras para que tome una superficie rugosa, para obtener una superficie recubierta de partículas de sílice, silanización que crea una adhesión química, y aumenta la humectabilidad de la superficie recubierta por partículas de silicio; puede ser cementado con cemento resinoso que contiene un monómero de fosfato o con base Bis-GMA (fig 28).¹

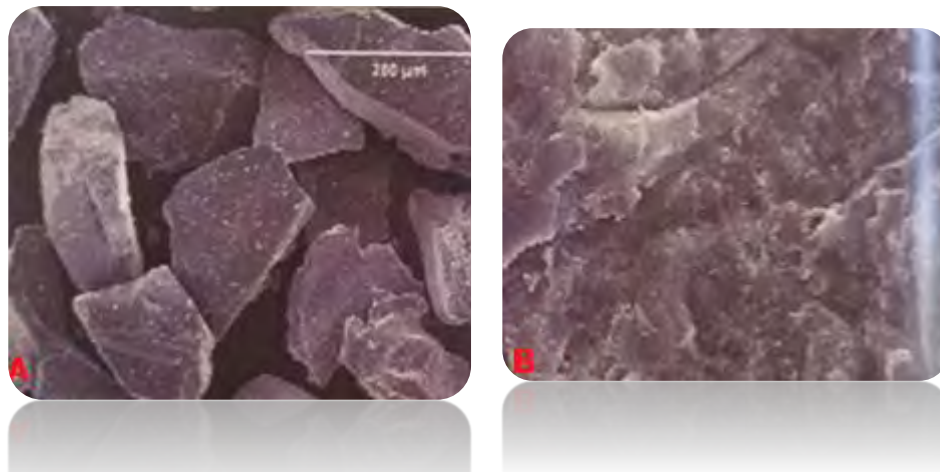


Figura 28 A) Partículas de óxido de aluminio μ para el baño de arena **B)** superficie de zirconio sometido a baño de arena con partículas de óxido de aluminio de 100 μ a 4 bar.

La regla para el cementado de las restauraciones en zirconia consiste, en un baño con microesferas de óxido de alúmina, y el cementado es convencional, se puede utilizar cementos autoadhesivos ante la presencia de preparaciones con geometrías desfavorables para la retención.



Para el cementado del zirconio se utilizan tres técnicas diferentes:

- a) Convencional con ionómero de vidrio, con baño de arena previo.
- b) Con cemento de autofraguado o autoadhesivo, con baño de arena previo.
- c) Con cemento autofraguado o autoadhesivo, con tratamiento triboquímico previo y silanización.

Se retira el provisional, se realiza profilaxis, y desinfección con clorhexidina de las superficies dentarias en donde quedaran cementadas las restauraciones finales.

Se realiza la prueba de ajuste y estética de las restauraciones.

El acondicionamiento interno es realizado con el arenado o triboquímico, se realiza limpieza con alcohol y secado de la superficie interna de la restauración.

Se aplica el agente silanizador sobre la superficie interna de la restauración con un microbrush por uno o dos minutos, y se realiza un secado parcial con breves chorros de aire, removiendo el exceso.

Aplicación de adhesivo de polimerización química ya que las estructuras son más opacas y no adecuadas para la fotopolimerización, se realiza el asentamiento de la restauración y eliminación cuidadosa y exhaustiva de los excesos de cemento, se espera el tiempo de autopolimerización dada por la presencia de peróxido benzoilo y el activador de la amina terciaria. Si es con cemento como fosfato de zinc, ionómero de vidrio o ionómero de vidrio modificado con resina, se realiza el asentamiento de la restauración, eliminación cuidadosa y exhaustiva de los excesos, se espera el tiempo de fraguado. Pulido con piedras de diamante de grano fino y ultra fino seguidas de gomas para la terminación superficial de la porcelana. ^{1, 7, 39}



CONCLUSIONES

Se realizó una revisión de la literatura sobre las nuevas alternativas de restauración en dientes posteriores por medio de cerámicas libres de metal.

De lo cual se puede concluir que:

Nuevos materiales de alta resistencia que se han desarrollado para la confección de prótesis dentales parciales fijas, como lo son las cerámicas sin metal; como la zirconia y disilicato de litio.

En la actualidad la más utilizada para la restauración de dientes anteriores y posteriores es la corona metal cerámica por su buena apariencia estética y resistencia a las cargas de masticación. Sin embargo, una de sus desventajas es la presencia de un halo grisáceo a nivel cervical que puede observarse con el paso de los años, por esta razón las restauraciones libres de metal son la mejor alternativa para sustituir a un órgano dental.

La evolución de los sistemas libres de metal ha permitido que este tipo de cerámicas ayuden a la confección de coronas unitarias y prótesis fijas cortas en el sector anterior y posterior.

Según su composición, y características físico-mecánicas ayudan a definir la indicación y manejo clínico para cada caso.

La zirconia es un metal duro, de gran resistencia y confiabilidad, utilizada con mayor frecuencia en la fabricación de prótesis fija en el sector posterior y en estructuras de arcadas completas para implantes. De la misma forma sus propiedades ópticas ayudan a enmascarar dientes con alteración de color y dientes con pernos metálicos, los cuales se recubrirán para lograr un resultado estético definitivo.

Una de sus desventajas al ser un material de gran dureza y opacidad es que se utiliza primordialmente como material de infraestructura, que requiere de ser revestido con una cerámica de menor opacidad para lograr propiedades ópticas deseables.



Se ha observado susceptibilidad a la fractura en la unión de la infraestructura con la cerámica de revestimiento, relacionada con el diferente coeficiente de expansión térmica entre la infraestructura y la supraestructura, las tensiones térmicas de enfriamiento residual y el diseño de la infraestructura. Se plantea la utilización de coronas monolíticas de zirconia translúcida como una alternativa para evitar la fractura.

El disilicato de litio es un material que contiene feldespato responsable de proporcionar plasticidad y mejorar la resistencia, el cual ayuda a obtener excelentes propiedades ópticas; se utiliza principalmente para la fabricación de coronas en el sector anterior por su translucidez y apariencia estética. Cabe mencionar que puede ser utilizado para la zona posterior hasta premolares, donde las cargas de masticación son de menor fuerza.

El éxito y la longevidad de la restauración dependen de una buena preparación dental, así como de las características estéticas que proporciona la selección del material a utilizar.



REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Montagna F, Barbesi M. Cerámicas, Zirconio y CAD/CAM. 1a ed.: Amolca; 2013.
2. Saavedra R, Iriarte R, Oliveira Junior OB, Moncada G. Clasificación y significado clínico de las diferentes formulaciones de las cerámicas para restauraciones dentales. Acta Odontológica Venezolana. 2014; Vol. 52 No. 2.
3. Álvarez MÁ, Peña JM, Gonzales IR, Olay MS. Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. Revista del Ilustre Consejo General de Colegios de Odontólogos y Estomatólogos de España. 2003; Vol. 8 No.5.
4. MollinedoPatzí M. Porcelanas dentales anteriores. Revista de Actualización Clínica. 2012; Vol. 24 No.1.
5. Jones M. HUBSPIDER. [Online].; 2015 cited 2016 Marzo 21. Available from: <http://info.hubspider.com/espanol/la-historia-de-los-dientes-falsos>.
6. Guzmán H. Biomateriales odontológicos de uso clínico Bogotá: ECOE; 2007.
7. Alvarenga de Oliveira A. Comprender Planificar y Ejecutar El universo estético de las restauraciones en cerámica. 1st ed.: Amolca; 2014.
8. Mezzomo E, Makoto R. Rehabilitación Oral Contemporánea. 1st ed.: Amolca; 2010.



9. Martínez F, Pradíes G, Suárez MJ, Rivera B. Cerámicas dentales : clacificación y criterios de selección. Revista del Ilustre Consejo General de Colegios de Odontólogos y Estomatólogos de España. 2007; Vol.12 No.4.
10. Díaz P, López E, Malumbres F, Gil L. Porcelanas dentales de alta resistencia para restauraciones de recubrimiento total: Una revisión bibliográfica. Parte I. Revista Internacional de Protesis Estomatológica. 2008; Vol.10 No.1.
11. Cacciacane O. Protesis Bases y Fundamentos. 1st ed. Mdrid: Ripano; 2012.
12. Fons A, Fernanda SM, Granell M, Labaig C, Martínez A. Selección de la cerámica a utilizar en tratamientos a utilizar mediante frentes laminados de porcelana. Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal. 2006 Mayo-Junio; Vol.11 No.3.
13. Pimentel J, Salazar A. Zirconia para rehabilitación completa maxilar sobre implantes. Caso clínico. Revista Odontológica Mexicana. 2015 Enero-Marzo; Vol.19 No.1.
14. TextosCientificos.com. [Online].; 2006 cited 2016 marzo 21. Available from: <http://www.textoscientificos.com/quimica/ceramicas-avanzadas/zirconia>
15. koushyar KJ. Recomendaciones para la Selección del Material Cerámico Libre de Metal, de Acuerdo a la Ubicacion de la Restauracion en la Arcada. Int.J.Odontostomat. 2010; Vol.4 No.3.



16. Castro E, Matta C, Oscar O. Consideraciones actuales en la utilización de coronas unitarias libres de metal en el sector posterior. Revista Estomatológica Herediana. 2014 Octubre-Diciembre; Vol. 24 No.4.
17. Machi R. Materiales dentales. 4th ed. Buenos Aires: Panamericana; 2009.
18. Bertoldi A. Porcelanas dentales. RAAO. 2012; Vol. L No.2.
19. Pineda E, Escobar JC, Latorre F, Villarraga J. Comparación de la resistencia de tres sistemas cerámicos en tramos protésicos fijos anteriores. análisis por elementos finitos. 2013; Vol. 25 No.1.
20. Figueroa R, Goulart F, Furtado R, Pessoa F, De Miranda A. Rehabilitación de los Dientes Anteriores con el Sistema Cerámico Disilicato de Litio. In. J. Odontostomat. 2014; Vol. 8 No.3.
21. Dixon C, Eakle WS. Materiales dentales. Aplicaciones clínicas. 2nd ed.: El Manual Moderno; 2012.
22. Pignani R. Ruben Pignani Estética Dental. [Online].; 2014 cited 2016 Marzo 21. Available from:<http://www.rubenpignani.com.ar/notas/perno-corona-porcelana-diente-estetica-odontologo/22>.
23. Bertoldi A. Porcelanas dentales 2da parte: clasificación según el método de elaboración de la restauración. RAAO. 2013; Vol. LI No.1.
24. Koushyar k. consideraciones de los materiales disponibles en América Latina para la fabricación de coronas libres de metal. Revisión Bibliográfica. Medicina oral. 2010 Abril-Junio; Vol. XII No.2.



25. Wai Kim Li R. Ceramic dental biomateriales and CAD/CAM technology: State of the art. *Journal of Prosthodontic Research*. 2014; Vol. 58.
26. Caparoso C, Duque J. Cerámicas y sistemas para restauraciones cad-cam: una revisión. *Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia*. 2010; Vol. 22 No.1.
27. Milleding P. Preparaciones para prótesis fija. 1st ed.: Amolca; 2013.
28. Daou E, Al-Gotmeh M. Zirconia Ceramic: A Versatile Restorative Material. *Dentistry*. 2014; Vol. 4 No.4.
29. Nevárez A, Nevárez M, Bologna R, Serena Eyc. Características de los materiales cerámicos empleados en la práctica odontológica actual. *Revista ADM*. 2012 julio-agosto; Vol. LXIX No.4.
30. ODONTOSALUD 22 aniversario sólo lo mejor en odontología. [Online].; 2009 cited 2016 Marzo 22. Available from: http://www.odontosalud.com/web/tecnologia_detalle.php?id=23
31. Cedillo JdJ. Coronas y prótesis fijas de In-Ceram Zirconia. *ADM*. 2002 Enero-Febrero; Vol. LIX(No. 1).
32. Kenneth J A. Phillips ciencia de los materiales dentales. 11th ed.: Elsevier; 2004.



33. Zirkonzahn zirconia prettau. [Online]. Cited 2016 Marzo 21. Available from: <http://www.zirkonzahn.com/assets/files/brochueren/ES-Folleto-Prettau-web.pdf>.
34. zirkonzahn. zirkonzahn prettau anterior. [Online]. Cited 2016 Marzo 21. Available from: <http://www.zirkonzahn.com/es/zirconia-prettau/prettau-anterior>.
35. Ricketts D, Bartlett D. Odontología Operatoria Avanzada un abordaje clínico. 1st ed. Venezuela: Amolca; 2013.
36. IPS e. max Ivoclar vivadent. [Online]. Cited 2016 marzo 21. Available from: <http://www.artworkdentallab.com.br/downloads/guia-ips-emax.pdf>.
37. Christensen GJ. Use of luting or bonding with lithium disilicate and zirconia crowns. JADA. 2014 Abril; Vol. 145 No.4.
38. Engelberg B. Removal System of Zirconia and Lithium-Disilicate Restorations. Dentistry. 2013 February; Vol. 9 No.2.
39. Corts JP, Abella R. Protocolos de cementado de restauraciones cerámicas. Actas Odontológicas. 2013 Diciembre; Vol. X No.2.
40. Barrancos PJ. Operatoria Dental Avances Clínicos, restauraciones y estética. 5th ed. Buenos Aires: Médica Panamericana; 2015.
41. Bottino MA, Ferreira A, Miyashita E, Giannini V. Estética en Rehabilitación Oral Metal Free. 1st ed. Sao Paulo: Artes Médicas; 2001.



42. Joubert R. Odontología adhesiva y estética. 1st ed. Madrid: Ripano; 2010.
43. Barcelo F. Materiales dentales conocimientos básicos aplicados. 3rd ed. México: Trillas; 2012.
44. Zuñiga A, Frutos KA, Velasco J, Ceja I, Espinosa R. Análisis al meb del efecto del grabado del disilicato de litio a diferentes tiempos. Rodyb. 2013 Septiembre-Diciembre; Vol. II No.3.