



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

CARACTERÍSTICAS MECÁNICAS Y ÓPTICAS DEL
DISILICATO DE LITIO Y ZIRCONIA EN LA ZONA
ANTERIOR.

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:

NATALIA BERENICE QUIROGA AGUILAR

TUTOR: Esp. JORGE PIMENTEL HERNÁNDEZ



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Agradezco principalmente a Dios y a la vida por permitirme llegar a esta etapa.

A mi mamá Ángeles, por todo tu apoyo, por el gran ejemplo que me has dado, por tu fuerza, porque nunca te dejas caer y por ser una gran mujer, un gran motivo de vida; pero eternamente por tu amor y porque siempre dijiste que lo lograría. Te amo.

A mi papá Víctor, por toda tu fuerza, apoyo y amor a mi mamá, mi hermana y a mi... por ser un gran padre. Porque no te rindes y porque me impulsas a crecer. También es tu logro Papá Te amo.

Le agradezco a Dios permitirme tener una compañerita de vida, gracias Lupita por todo tu apoyo. Te amo hermana.

Al abuelito José Guadalupe, por tu cariño y apoyo... por ser también un gran papá. Y porque también este logro fue tu sueño. Te amo Abuelito Gracias.

A la abuelita más hermosa de la vida Ángeles, Gracias abue por tu amor y comprensión, por tu apoyo, tus consejos, porque siempre estás conmigo cuando te necesito... porque eternamente estaré agradecida contigo. Te amo Abuelita.

A mis tías Sofí y Ale, mis primos Angélica y Julio gracias por su apoyo y amor por que son parte importante de mi corazón los amo.

A Miguel García, porque la vida nos permitió conocernos, por ser un gran hombre, por todo tu amor y confianza... por tu apoyo para este logro corazón. Por nuestros sueños juntos, nuestras ilusiones... por llenar de amor mi vida. A tu familia por ser parte importante de mí. Te amo niño. Un paso más que damos unidos.

Agradezco especialmente al Dr. Jorge Pimentel, por darme una gran oportunidad, porque mucho de lo que soy profesionalmente se lo debo a usted y a la Dra. Aurora Rojas. Gracias los aprecio y quiero mucho. Y gracias por su apoyo en este trabajo.

Dr. Felipe García, gracias por todo su apoyo... por siempre confiar en mí, por la oportunidad de estar con usted, por ser mi amigo. Lo aprecio y quiero mucho.

A Emilio, José Carlos, Aurea, Brenda, Cinthya, Miriam, Francisco, Alex, Israel... Gracias amigos por hacerme sentir parte de cada uno de ustedes y por todo lo que hemos vivido juntos. Los quiero.

A la UNAM por ser mi casa, por el orgullo que siento de pertenecer a la Facultad de Odontología. Gracias.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	6
OBJETIVO	8
CAPÍTULO I FACTORES ESTÉTICOS QUE INTERVIEN EN LA REHABILITACIÓN DE DIENTES ANTERIORES	9
1.1 Factores faciales.....	12
1.2 Factores dentolabiales.....	14
1.3 Factores periodontales	14
1.4 Factores dentales	16
CAPÍTULO II GENERALIDADES DE CERÁMICAS	19
2.1 Perspectiva histórica de la cerámica en odontología.....	20
2.2 Composición de las cerámicas	21
2.3 Características de las cerámicas	22
2.4 Propiedades de las cerámicas.....	22
2.5 Clasificación de las cerámicas.....	23
2.5.1 Cerámicas predominantemente vítreas.....	24
2.5.2 Cerámicas vítreas con partículas de relleno.....	24
2.5.3 Cerámicas policristalinas.....	25
2.5.4 Criterios de selección	25
CAPÍTULO III DISILICATO DE LITIO	26
3.1 Generalidades de disilicato de litio	26
3.2 Composición.....	26
3.3 Propiedades	27
3.4 Biocompatibilidad.....	27
3.5 Sistema IPS e.max Press®	28
3.6 Descripción del sistema.....	29
3.6.1 Preparación del modelo o muñón de trabajo.....	29
3.6.2 Modelado.....	29
3.6.3 Fijación de canales de inyección	30

3.6.4 Revestimiento.....	30
3.6.5 Inyectado.....	31
3.6.6 Obtención de la estructura	31
3.6.7 Estratificación del núcleo.....	32
3.6.8 Sinterización y terminado	32
3.7 Indicaciones.....	33
3.8 Contraindicaciones	33
3.9 Preparación	34
3.10 Cementación.....	34
CAPÍTULO IV ZIRCONIA.....	35
4.1 Generalidades del óxido de zirconio.....	35
4.2 Características.....	36
4.2.1 Fase monoclinica	36
4.2.2 Fase cúbica	36
4.2.3 Fase tetragonal	36
4.3 Propiedades	37
4.4 Biocompatibilidad.....	38
4.5 Aplicaciones	38
4.6 Sistema Lava®	39
4.6.1 Método de trabajo	40
4.7 Descripción del sistema.....	41
4.7.1 Lava® Scan.....	41
4.7.2 Modelado con Lava® CAD	41
4.7.3 Fresado Sistema Lava® Form.....	42
4.7.4 Sinterización en Lava® Therm	43
4.7.5 Recubrimiento con Lava® Ceram	44
4.8 Indicaciones.....	44
4.9 Preparación	45
4.10 Cementación.....	45

CAPÍTULO V COMPARACIÓN DE PROPIEDADES MECÁNICAS Y ÓPTICAS DEL DISILICATO DE LITIO Y ZIRCONIA.....	47
5.1 Cerámica en la odontología y sus propiedades mecánicas y ópticas	47
5.2 Propiedades mecánicas	48
5.2.1 Fuerza o resistencia a la flexura.....	48
5.2.2 Dureza.....	49
5.2.3 Tenacidad a la fractura.....	50
5.2.4 Microestructura.....	51
5.3 Propiedades ópticas	53
CONCLUSIONES	56
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	58

INTRODUCCIÓN

En la actualidad existe una gran demanda por restauraciones con un aspecto natural en la zona anterior, debido a esto la odontología moderna no se limita a restaurar la estructura dental dañada o perdida, sino que además se basa en la reconstrucción de la arquitectura facial y de los tejidos adyacentes al sistema estomatognático, de manera que éstos constituyen un componente muy importante en la estética de la sonrisa. La rehabilitación protésica debe ser vista integralmente para obtener respuestas compatibles con los tejidos bucales, capaces de proporcionar la mayor longevidad posible de las restauraciones, y cumplir con los parámetros que la integran.

En los últimos años el aumento de materiales cerámicos que proporcionan naturalidad, se ha transformado en el principal motivo de la búsqueda de atención odontológica para una mejora de la apariencia dental que permita alcanzar al paciente confianza y autoestima; y que factores como cultura, edad y sexo intervendrán de manera primordial.

Es necesario conocer los sistemas cerámicos disponibles en el mercado para poder seleccionar un material que aporte las mejores características para cada paciente determinado conociendo las propiedades de su estructura y que los hacen biocompatibles con el medio bucal; así como sus beneficios ópticos.

Dentro de las propiedades más importantes se tiene que destacar la fuerza a la flexura así como resistencia a la fractura, dureza, ajuste marginal y biocompatibilidad. Sin olvidar propiedades ópticas que nos proporcionan una apariencia muy similar a órganos dentarios vitales. Todas estas características en conjunto definirán el mayor o menor uso clínico.

El propósito de este trabajo es mostrar dos opciones de sistemas cerámicos libres de metal, basándose en el comparativo de las características que pueden reunir tanto el disilicato de litio como la zirconia utilizados en la rehabilitación de la zona anterior, con el fin de plantear el uso de estos materiales como una opción de tratamiento.

OBJETIVO

- Describir las propiedades mecánicas y ópticas de sistemas cerámicos a base de disilicato de litio y zirconia en la zona anterior.

CAPÍTULO I FACTORES ESTÉTICOS QUE INTERVIENEN EN LA REHABILITACIÓN DE DIENTES ANTERIORES

La estética es uno de los logros de la odontología moderna; actualmente representa una visión primordial como elemento fisiológico de la rehabilitación bucal. Podemos definirla como la rama de la filosofía perteneciente o relativa a la apreciación de la belleza. El concepto no sólo trasciende a nivel de las artes si no que es utilizado hoy en día en otras disciplinas, entre ellas la odontología, que a través del tiempo pasó a ocupar un papel fundamental en los procedimientos restauradores, exigiendo un estudio detallado de los principios o bases involucradas para que esta se lleve a cabo¹. El aspecto facial es importante para su composición así como todos sus elementos individuales que conforman en conjunto la armonía del rostro. Los dientes anteriores representan un complemento primordial para el sistema estomatognático, además de una integración biológica y mecánica, óptima para su equilibrio fisiológico^{1,2}.

Existen referencias históricas sobre el valor de la sustitución de la falta de dientes en culturas antiguas, donde las alteraciones cosméticas son la referencia a costumbres propias de las civilizaciones como símbolo de jerarquía^{3,4,5}. (Fig.1).



Fig. 1 Incrustaciones de piedras preciosas en dientes de civilizaciones antiguas.

Sin embargo, no fue hasta el siglo XVIII donde se reconoce a la odontología como una disciplina individualizada; el pionero de este movimiento fue el francés Pierre Fauchard (1678-1761), realizando las primeras prácticas y técnicas de fabricación de dientes minerales (fig.2) ^{1,2,5}.



Fig. 2 Pierre Fauchard. Esquema de elaboración de prótesis.

Posteriormente con el fin de determinar la composición dental en función del tamaño, son tomadas en cuenta las proporciones dentarias, consideradas como parte integral de la belleza artística, con el fin de fundamentar el conjunto de elementos que conforman el segmento anterior individualmente ^{1,6,7}.(Fig. 3)¹⁴.

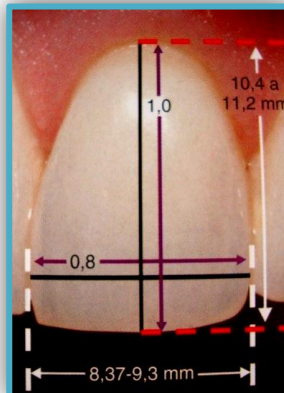


Fig. 3 Proporción dental.

En la denominada proporción áurea o dorada, también conocida como propiedad divina, proporción de oro o número de oro, representada por Mark Barr en 1900, y fue mencionada en la odontología por primera vez por Lombardi en 1973, que surgiría a partir del canon de proporciones; señalando la importancia que tiene la proporción desde un punto de vista individual, relacionando la anchura y la longitud de los dientes anteriores, así como las dimensiones con respecto a otros dientes; observadas en la figura humana y establecidas por Leonardo da Vinci en 1509, basado en la razón dorada o áurea de Pitágoras, donde se le atribuye una explicación matemática a la naturaleza^{5,6,7}.

Así es como surgen algunos instrumentos como el compás áureo, formado por tres puntas móviles, este tipo de instrumento permite tanto el análisis de las proporciones dentarias como la relación de estas con el resto de las estructuras faciales y del cuerpo humano^{1,8,9}.(Fig. 4)¹⁵.

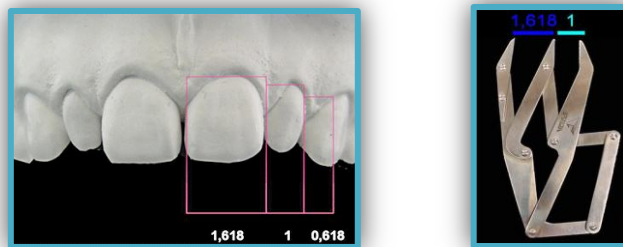


Fig. 4 Proporción aurea y compás áureo.

Al presentar la necesidad por tener un estándar en la representación de las proporciones virtuales en la odontología restauradora, surgen una serie de parámetros que nos permiten de una forma sistemática y dinámica un análisis objetivo de la armonía¹. Estos son llamados principios estéticos, integrados por componentes horizontales y verticales que permiten un análisis en conjunto para alcanzar el éxito de nuestro tratamiento restaurador^{1,5,6}.

1.1 Factores faciales

La simetría facial, dimensión vertical y proporción entre los segmentos faciales como también un análisis de perfil del paciente, se lleva a cabo por medio del trazado de líneas de referencia en sentido horizontal y vertical sobre puntos anatómicos determinados. Esta delimitación permite un mejor control del dominio, balance, proporción y simetría de la cara y dentición para cada paciente en particular ^{8,9}.

El paralelismo entre líneas horizontales actúa como fuerza cohesiva, las cuales tienden a unificar una composición integral al conjunto facial. La región labial como límite anatómico, también debe ser considerada para ser evaluada ^{2,5,9}. (Fig. 5) ¹⁸.

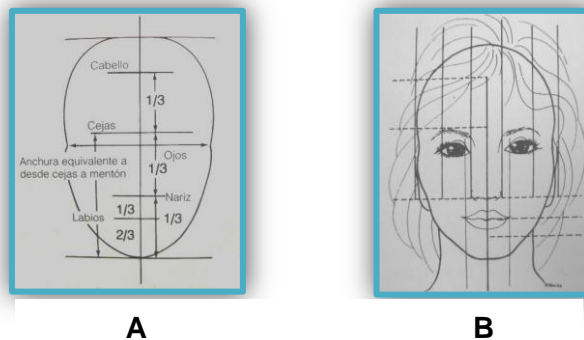


Fig. 5 A Líneas de referencia horizontales y verticales. B Puntos de referencia imaginarios.

Se dividen en dos planos ⁵:

- Plano frontal.
- Plano lateral.

El plano frontal está compuesto por proporciones o tercios que deben estar distribuidos de manera armónica; y permitirá evaluar una sonrisa ideal, al integrar los planos bipupilar, comisura interalar y mandibular que atraviesan

de manera horizontal y evaluara si hay desarmonía. La simetría del rostro verticalmente será proporcionada por la línea media^{5,6}. (Fig. 6)¹⁵.

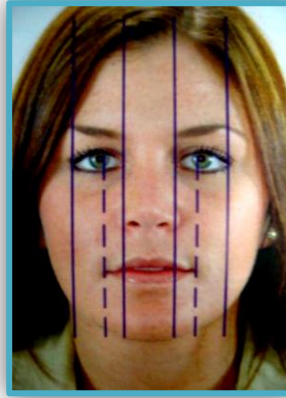


Fig. 6 Proporciones faciales y simetría en el plano frontal.

Una cara proporcional idealmente puede dividirse en quintos; central, medial y laterales iguales. La separación y anchura de los ojos, que deberán ser iguales, determinan los quintos medial y lateral. La nariz y la barbilla se centran con el quinto central y la distancia horizontal de la nariz debe ser la misma o superior a este. La distancia interpupilar (línea discontinua) debe ser igual a la anchura de la boca (fig. 7)^{8,15}.



Fig. 7 Proporciones faciales verticales en la vista frontal y lateral, tercios faciales.

El plano lateral se divide en ^{6,8}:

- Perfil cóncavo
- Perfil recto ó
- Perfil convexo

1.2 Factores dentolabiales

Los factores dentolabiales intervienen en la cantidad de diente visible tanto en la posición de reposo muscular como durante la función; y la trayectoria que sigue con respecto a los labios. Evaluar la simetría y su relación con la línea media, permitirán visualizar la relación vertical entre los tejidos blandos y los labios en reposo y al sonreír^{7,8}.

La línea de la sonrisa está determinada por la cantidad de diente y encía que se muestra, estando en relación con la forma y silueta de los dientes anteriores con el plano incisal⁸. (Fig. 8)^{6,10,11}.

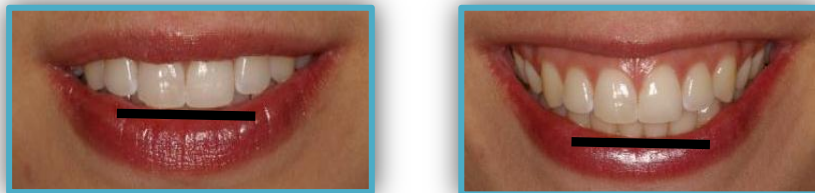


Fig. 8 Líneas de la sonrisa.

1.3 Factores periodontales

El aspecto periodontal interviene de manera importante en el marco estético global. Los factores periodontales y dentales actúan conjuntamente para proporcionar una sonrisa armónica y equilibrada. Si alguno presentara un defecto no podría ser compensada y viceversa^{2,5}.

Para que estos factores sean ideales se deben de contemplar cuatro criterios⁵:

- Salud gingival
- Troneras gingivales o llenado gingival
- Ejes dentales
- Cenit del contorno gingival

El contorno gingival (Línea estética gingival) debe acompañar la inclinación dentaria, y al mismo tiempo mantener el paralelismo con la curvatura del labio inferior. El cenit gingival idealmente debe localizarse distalmente o coincidente al eje longitudinal dependiendo del elemento dentario^{5,12,14}.

En relación a las papilas gingivales estas deben ocupar el espacio existente entre las crestas marginales y los puntos de contacto, siendo que esta distancia no debe ser mayor a 5 mm para no dar una apariencia de espacios negros interdentaes (fig. 9)^{1,5}.

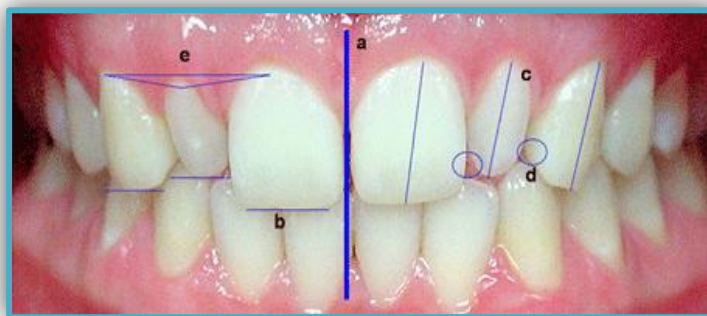


Fig. 9 a) Línea media, b) bordes incisales, c) ejes dentarios, d) puntos de contacto, e) márgenes gingivales.

1.4 Factores dentales

El análisis dental se centra en los dientes anteriores, es importante valorar características como¹⁰:

- Posición y disposición dentaria: Determinada por la dimensión dental y su proporción.
- Forma dental: Dependerá de los dientes contiguos y de los antagonistas, así como de factores como edad, sexo y personalidad.
- Línea interincisal maxilar contra mandibular: La relación que existe entre la línea media facial y la línea interincisal, aunque es poco común.
- Eje axial de los dientes: Presentan una inclinación distalmente en dirección incisoapical.
- Área de contacto interdental: Se encuentra relacionada con la posición y la morfología del diente.
- Ángulos interincisales: Espacios entre los bordes incisales de los dientes.
- Textura: Está relacionada con el color a través del brillo, así como los relieves orientados horizontal y verticalmente en la superficie labial.
- Color: Resultado de la luz disponible que atraviesa un cuerpo.

De acuerdo a la última característica descrita, el color tiene tres atributos^{10,12,13}:

- Matiz: Variedad particular del color, determinada por la longitud de onda de luz reflejada y/o transmitida. El lugar que ocupa la longitud de onda en el rango visible del espectro determina el matiz del color.

- Croma: Se define como la intensidad de un matiz, también conocido como saturación, ambos describen la fuerza o la concentración de un pigmento.
- Valor: Indica la cantidad de luminosidad, claridad o de oscuridad del color o el brillo de un objeto. La claridad de cualquier objeto es la consecuencia directa de la cantidad de energía de luz que refleja y/o transmite dicho objeto (fig. 10)¹².

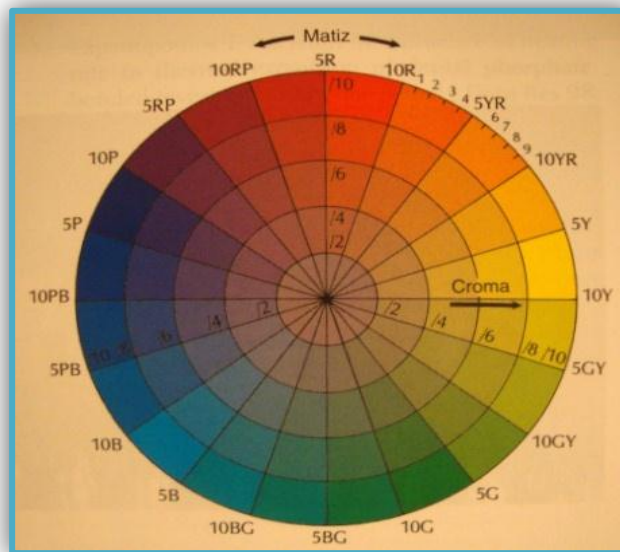


Fig. 10 Disposición del matiz y el croma en el sistema Munsell.

Están determinados por propiedades como^{12,13}:

- Opalescencia: Propiedad que tienen los dientes naturales de dispersión de la luz, que les da apariencia de colores azulados-blancos al verlos de diferentes ángulos.
- Fluorescencia: Está presente en el esmalte dental, remite la energía radiante a una frecuencia menor de la que la absorben.

- Traslucidez: Propiedad que da aspecto entre la opacidad completa y la transparencia completa; efecto parcialmente opaco¹². (Fig. 11, 12)¹⁶.



Fig. 11 Efecto de opalescencia.



Fig. 12 A Fluorescencia, B Traslucidez, C Opalescencia.

Estas características permiten que se presenten fenómenos de reflexión y transmisión de luz de forma ideal¹⁶.

CAPÍTULO II GENERALIDADES DE CERÁMICAS

En la actualidad las restauraciones cerámicas han sido importantes debido a las aportaciones en el campo de la odontología en los últimos años, ya que existen multitud de sistemas cerámico^{17,18}. La finalidad de estos sistemas es buscar el equilibrio entre los factores estéticos, biológicos, mecánicos y funcionales. Por lo tanto, para seleccionar la cerámica más adecuada en cada caso, es necesario conocer las principales características de estos materiales y de sus técnicas de confección (fig. 13)¹⁸.



Fig. 13 Diferentes tipos de coronas cerámicas.

La palabra cerámica proviene del griego *Keramos*, que significa materia cocida; sustancia quemada^{3,18}.

La cerámica es un material de naturaleza inorgánica, formada mayoritariamente por elementos no metálicos, que se obtienen por la acción del calor y cuya estructura final es parcial o totalmente cristalina^{19,20}.

2.1 Perspectiva histórica de la cerámica en odontología

Durante casi 1.000 años después de su descubrimiento, la porcelana fue utilizada principalmente para producir artículos, utensilios, objetos de arte y joyas. Se utilizó por primera vez en Odontología por Fauchard en 1723, elaborando prótesis dentales sobre bases metálicas, dando lugar a nuevos avances en su uso odontológico. En 1774, Duchateau realiza dentaduras completas fabricadas con porcelana dura; pero fue hasta 1789 cuando De Chament, patentó el primer material de "mineral teeth" (dientes de porcelana) para elaborar prótesis. En el año de 1885, Logan introduce las coronas Richmond utilizando porcelana fusionada con platino; un año después, Land elabora la primera incrustación de porcelana y corona fusionada con platino^{16,21,22}.

El uso de la porcelana como una opción en la odontología restauradora fue ganando impulso hasta 1949, cuando dentistas de Supply Company de Nueva York inventan lo denominado "vacuum firing" de dientes de porcelana densa y translúcida. En 1958, se introdujo la primera porcelana dental de recubrimiento; lo que llevó al uso generalizado de restauraciones metal-cerámica, utilizadas desde 1960 hasta la actualidad, seguido por la invención de la corona de porcelana que en esa misma década fue popularizada por McLean¹⁶.

En la década de 1970 se realizaron los primeros experimentos en CAD / CAM, seguido por la afluencia de sistemas cerámicos de 1980 hasta hoy en día. En las últimas dos décadas debido a la gran profusión de innovaciones tecnológicas y materiales, las cerámicas han tenido un gran avance en las restauraciones libres de metal, así como en los sistemas para confeccionarlas^{16,23}.

2.2 Composición de las cerámicas

Las cerámicas son formadas por la unión de materiales metálicos y no metálicos, la gran mayoría de las cerámicas dentales tienen una estructura mixta, es decir, son materiales compuestos formados por una matriz vítrea en la que se encuentran inmersas partículas cristalizadas^{17,21}.

Las cerámicas vítreas están compuestas por una estructura en red que está conformada por¹⁷:

- Sílice (SiO_2) y Feldespato de potasio ($\text{K}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3-6\text{SiO}_2$) o
- Feldespato de sodio ($\text{Na}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3-6\text{SiO}_2$) o ambos en un 75 a 85%.

Están constituidas en su mayoría por óxidos metálicos, opacadores y vidrios, que funcionan para controlar tanto las temperaturas de fusión como de compactación¹². Se forman por la combinación de oxígeno con los metales y semimetales como aluminio, calcio, silicio y magnesio; adicionalmente presenta cuarzo, cristobalita o tridimita¹⁷.

La composición básica de la porcelana feldespática es una mezcla de feldespato de aluminio, potasio, cuarzo y caolín. Tanto el feldespato de sodio como el de potasio proveen la fase vítrea y sirven como matriz o sostén del cuarzo; se mezclan con varios óxidos metálicos y cocidos a temperaturas altas, pueden formar leucita¹⁷.

La leucita es un mineral constituido por potasio-aluminio-silicato estos componentes ayudan a modificar el coeficiente de expansión térmica comparado con vidrios de feldespato.

Es importante señalar que la fase vítrea es la responsable de la estética de la porcelana, mientras que la fase cristalina es la responsable de la resistencia. Por lo tanto, la microestructura de la cerámica tiene una gran importancia clínica en el comportamiento estético^{17,21}.

2.3 Características de las cerámicas

Al presentar un cuerpo vítreo poseen las características de éstos, principalmente^{17,21,22}:

- Baja resistencia al impacto
- Alta resistencia a la compresión
- Baja resistencia tensional
- Alta dureza superficial
- Translucidez
- Superficie no porosa

2.4 Propiedades de las cerámicas (Tabla 1)^{17,21}.

• Punto de fusión (entre 1100°C y 1700°C)
• Baja conducción térmica- eléctrica
• Dureza
• Resistente al desgaste
• Fragilidad
• Refracción
• Resistente a la oxidación
• Propensa a choques térmicos
• Químicamente estable
• Biocompatibilidad

Tabla 1. Principales propiedades de las cerámicas.

2.5 Clasificación de las cerámicas

Existen varias clasificaciones para las cerámicas dentales.

Químicamente se pueden agrupar en²¹:

- Feldespáticas
- Aluminosas
- Circoniosas.

Por el material que presenta su subestructura¹⁷:

Núcleo Metálico	Núcleo en Vitrocerámica	Núcleo en Alúmina	Núcleo en Zirconio
----------------------------	------------------------------------	------------------------------	-------------------------------

De acuerdo a su composición estructural^{17,22}:

- Cerámicas predominantemente vítreas.
- Cerámicas vítreas con partículas de relleno.
- Cerámicas policristalinas.

2.5.1 Cerámicas predominantemente vítreas

Su característica es mejorar las propiedades ópticas e imitan la apariencia del esmalte y la dentina, presentan características como la opalescencia, color y opacidad, sus propiedades estructurales son bajas, ejemplo de este tipo de cerámicas son las de estratificación como IPS e.max Ceram® (fig. 14)²².



Fig.14 Estructura vítrea.

2.5.2 Cerámicas vítreas con partículas de relleno

Presentan partículas de relleno al vidrio base de una cerámica con el fin de mejorar propiedades físicas como la dureza, y el comportamiento de expansión y contracción térmica. IPS e.max Press® e IPS e.max CAD® son un ejemplo de este tipo de cerámicas (fig. 15)²².

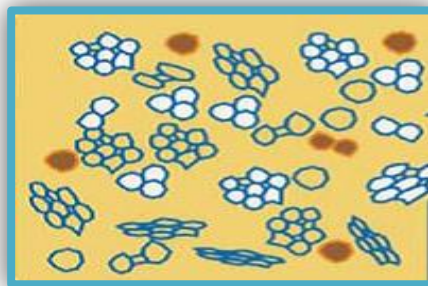


Fig. 15 Estructura Vítreas con partículas de relleno.

2.5.3 Cerámicas policristalinas

Cerámicas resistentes y duras, no poseen vidrio en su composición, su estructura atómica está conformada por una red regular que le proporciona mejores propiedades físicas, la gran mayoría de sistemas cerámicos CAD/CAM entran en esta clasificación (fig. 16)²².

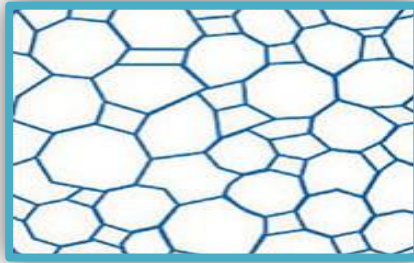


Fig. 16 Estructura policristalina.

2.5.4 Criterios de selección²¹

- Resistencia a la fractura
- Precisión de ajuste marginal
- Estética
- Tiempo de vida de la restauración

CAPÍTULO III DISILICATO DE LITIO

3.1 Generalidades de disilicato de litio

Este material fue introducido en 1998 como sistema cerámico libre de metal, con el nombre de IPS EMPRESS® 2 por la compañía Ivoclar Vivadent, se caracteriza por su estructura como una vitrocerámica, su fabricación se realiza mediante una pastilla formada por cerámica vítrea inyectada y un polvo de cerámica vítrea sinterizada. Principalmente formada por cristales de disilicato de litio suspendidos en una matriz cristalina por su estructura antes mencionada. Sus propiedades principales son las ópticas, ya que los cristales refractan la luz brindando translucidez al material. El disilicato de litio por ser una cerámica vítrea le brinda propiedades mecánicas como resistencia necesaria en la masticación; aunque la óptica es mejor para clasificarla (fig. 17)^{24,25}.



Fig.17 Coronas de disilicato de litio.

3.2 Composición^{25,26}

- Disilicato de litio ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) 70% compuesto por:
- Cuarzo
- Óxido de litio
- Óxido de silicio

- Óxido de fósforo
- Óxido de potasio
- Óxido de zinc

3.3 Propiedades

Las propiedades estructurales de los materiales cerámicos a base de disilicato de litio son tanto funcionales como estéticas²⁵.

- Resistencia biaxial 400 MPa
- Coeficiente de expansión térmica 100 y 500°
- Solubilidad química
- Tenacidad a la fractura 2 a 3 MPam^{0.5}
- Color y translucidez
- Dureza Vickers
- Módulo de elasticidad
- Temperatura de cristalización

Las propiedades de los sistemas IPS.emax® son regidas por la Organización Internacional para la Estandarización (ISO) 6871:2008, de cerámicas dentales²⁵.

3.4 Biocompatibilidad

La respuesta citotóxica de este material cerámica dental, no presenta alteración alguna con el medio biológico a diferencia con otros materiales para restauraciones dentales²⁵.

3.5 Sistema IPS e.max Press®

Este sistema cerámico elaborado por la casa Ivoclar Vivadent, comercializa materiales a base de disilicato de litio^{24,25}. El sistema IPS e.max Press® es uno de ellos, se caracteriza por presentarse en pastillas homogéneas con opacidad variable y se elabora con técnicas de inyección a presión por el método de cera perdida (fig. 18)^{25,27}.



Fig. 18 Pastillas del Sistema IPS e.max Press®.

Presenta una estructura cristalina con características mecánicas como resistencia de 400 MPa y durabilidad; y particularmente propiedades ópticas que aportan una opción de tratamiento par dientes naturales (fig.19)²⁷.

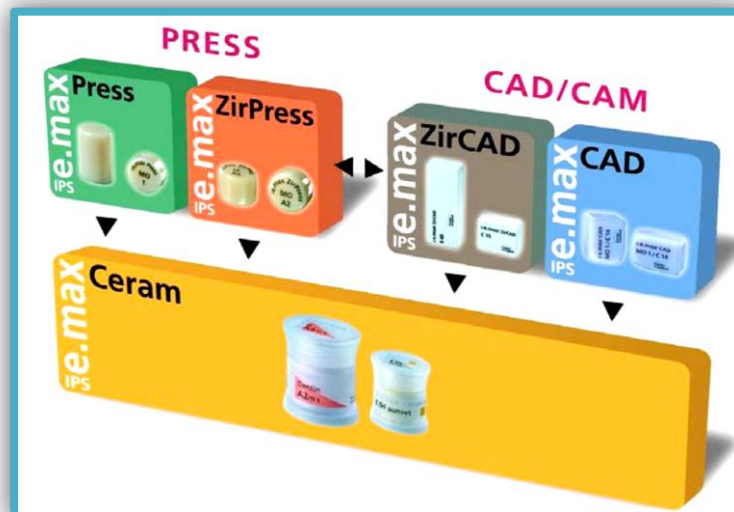


Fig. 19 Presentación del Sistema IPS e.max Press®.

3.6 Descripción del sistema

3.6.1 Preparación del modelo o muñón de trabajo

- Fabricar un modelo de trabajo con segmentos desmontables.
- Aplicar un sellador para endurecer la superficie y proteger a la matriz de yeso.
- Aplicar un espaciador con el fin de evitar la expansión de los materiales (fig. 20)^{28,29}.



Fig. 20 Modelo de trabajo.

3.6.2 Modelado

Después de la fabricación del modelo individualizado y la preparación de las matrices, la restauración es contorneada con ceras orgánicas para evitar residuos, se realiza el diseño de la restauración de contorno anatómico completo (fig. 21)^{28,29,30}.



Fig. 21 Modelado en cera.

3.6.3 Fijación de canales de inyección

La estructura en cera se coloca en dirección del flujo de la cerámica y en la parte más gruesa de la cera, para que fluya la cerámica viscosa durante el prensado (fig. 22)^{27,30}.

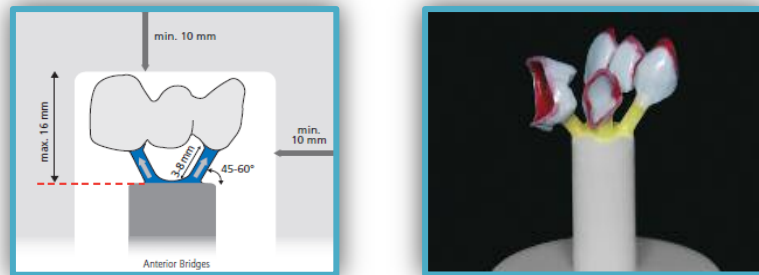


Fig. 22 Canales de inyección.

3.6.4 Revestimiento

Para este paso se utiliza un cilindro de silicona IPS para la inversión de la estructura en cera, se deposita el material de relleno en la inversión. Se llena el cilindro hasta la marca y la posición de la guía del cilindro IPS con un movimiento basculante. Después de la hora de fraguado del material de inversión respectivo (IPS PressVEST o velocidad PressVEST IPS), el cilindro se prepara para el precalentamiento (fig. 23)^{27,30}.



Fig. 23 Cilindro de silicona para el revestimiento de la restauración.

3.6.5 Inyectado

Una vez que ocurre el precalentamiento, se coloca la pastilla fría de IPS e.max y se inyecta a una temperatura de 920 a 925°C en el cilindro de silicona hasta terminar el procesado (fig. 24)^{27,30}.



Fig. 24 Sistema de inyectado IPS e.max Press®.

3.6.6 Obtención de la estructura

Al dejar enfriar el procesado se retira el revestimiento para obtener la estructura final (fig 25)^{27,30}.



Fig. 25 estructura después del inyectado.

3.6.7 Estratificación del núcleo

Se realiza por medio de cerámicas de recubrimiento, el sistema IPS e.max Press® utiliza el sistema IPS e.max Ceram® compuesto por vidrios de silicato y fluorapatita conformando una estructura vitrocerámica.

Esta estructura le brinda la propiedad de resistencia; pero principalmente interviene en propiedades ópticas por su composición la cual ayuda a que se refracte la luz (fig. 27)^{27,30}.



Fig. 27 Estratificación del núcleo.

3.6.8 Sinterización y terminado

Al terminar la estratificación se sinteriza la restauración para poder ser colocada con un medio cementante (fig.28)^{25,27}.



Fig. 28 Sinterización y Terminado.

3.7 Indicaciones³⁰

- Coronas unitarias en la zona anterior y posterior
- Restauraciones inlay y onlay
- Carillas y carillas oclusales (Table Tops)
- Rehabilitación para implantes unitarios anterior o posterior
- Rehabilitación para implantes de máximo tres unidades
- Prótesis fijas para la zona anterior, máximo tres unidades
- Prótesis fijas para la zona premolar

3.8 Contraindicaciones³⁰

- Prótesis en zona posterior
- Prótesis de más unidades de tres unidades
- Prótesis voladas y Maryland
- Preparado subgingival mayor a lo establecido
- Pacientes con gran pérdida dental
- Bruxismo

3.9 Preparación

Se espesor mínimo estipulado dentro de una preparación en hombro con bordes interiores redondeados o un chaflán de 1mm, se reduce en borde incisal de 1.5 a 2.0 mm, y de vestibular y lingual o palatino 1.2 mm (fig. 29)²⁷.

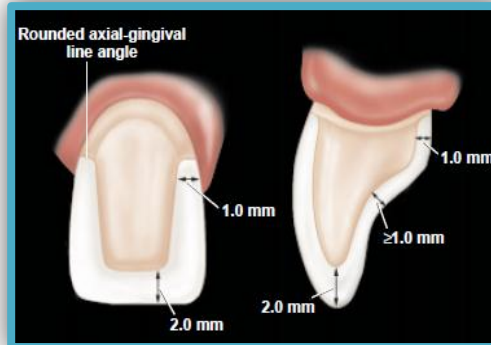


Fig. 29 Preparación óptima para el uso de disilicato de litio.

3.10 Cementación

Se realiza mediante la cementación convencional para coronas totalmente cerámicas con diferentes sistemas como³⁰:

- Variolink® II
- Multilink® Automix
- SpeedCEM Vivaglass® indicado para cementar puentes fijos de máximo tres unidades (fig. 30)^{24,31}.



Fig. 30 Sistema adhesivo para Disilicato de Litio.

CAPÍTULO IV

ZIRCONIA

4.1 Generalidades del óxido de zirconio

La zirconia es un cerámico que comporta como un metal duro, resistente a la corrosión, similar al acero; su símbolo es Zr. La Zirconia se encuentra en la naturaleza formando parte de diversos minerales, los más importantes son³²:

- Badeleyita (ZrO_2)
- Zircón ($ZrSiO_4$)

Estos minerales son las principales fuentes de obtención de la circonita. El Zircón, aunque necesita un tratamiento mayor para ser utilizado, es mucho más empleado como materia prima para obtener circonita, que la Badeleyita, debido a que el Zircón es uno de los minerales más abundantes en la corteza y el más antiguo conocido en la tierra. En ambos minerales el Hafnio aparece como sustituyente del Zirconio, Hf y Zr son los elementos químicos más parecidos por sus propiedades^{32,33}.

Dióxido de zirconio presenta una aleación química de un metal con oxígeno, la composición química es el ZrO_2 , se conoce también como óxido de zirconio o dióxido de zirconio (fig. 31)^{12,24}.



Fig. 31 Coronas de Zirconia.

4.2 Características

El ZrO_2 se presenta en tres estructuras cristalinas diferentes³³:

- Monoclínica (Badeleyita)
- Tetragonal
- Cúbica.

4.2.1 Fase monoclínica

Es una fase estable a temperaturas inferiores a 1170-1200°C. El espesor de las capas es mayor cuando los iones de Zr están separados por iones del plano al que está coordinado triangularmente, ocurre cuando iones de oxígeno que se coordinan tetraédricamente^{33,35}.

4.2.2 Fase cúbica

Es una fase estable a una temperatura comprendida entre 2370°C hasta la temperatura de fusión que es aproximadamente a 2680°C. Tiene una estructura donde cada ión de Zr, es similar a una estructura fluorita con los iones de Zr formando una red cúbica centrada en las caras y los iones de oxígeno formando una subred cúbica³³.

4.2.3 Fase tetragonal

Es una fase estable a temperaturas que oscilan entre 1170°C a 2370°C. Posee una estructura donde cada ión Zr está rodeado por ocho iones de oxígeno. Esta estructura es similar a una distorsión de la fluorita. El paso de la estructura tetragonal a la monoclínica, por enfriamiento, es muy rápido y provoca un incremento del volumen de la red de un 3 a un 5%, lo que

provoca graves fracturas en el material. Esto hace que la circonita pura sea inútil para aplicaciones mecánicas o estructurales, sin embargo, estabilizando el material podemos conseguir que los cambios estructurales al enfriarse se ralenticen o se eliminen por completo, manteniendo la estructura. Como aditivos se emplean el CaO, MgO y Y₂O₃, utilizados para estabilizar, a partir de los cuales se consiguen cerámicas de Zirconia con altas propiedades (fig.32)³³.

4.3 Propiedades

La zirconia nos proporciona principalmente^{33,36}:

- Estabilidad en la oxidación
- Resistencia
- Fuerza flexural de 900 a 1200 Mpa
- Luminosidad
- Alta temperatura de fusión
- Alta tenacidad
- Baja conductividad térmica
- Elevada dureza
- Resistencia a la corrosión química
- Densidad: 5,8 g/cm³
- Insoluble en agua
- Soluble en HF, H₂SO₄, HNO₃ y HCl (en altas temperaturas)
- Índice de refracción adecuado

Estas propiedades nos ayudaran a conseguir una estética adecuada, además de brindar propiedades ópticas como translucidez.

4.4 Biocompatibilidad

Las restauraciones de cerámica dental se consideran inertes con respecto a la estabilidad oral, la acumulación de placa es comparable a la del diente natural, debido a la baja conductividad térmica de la cerámica, así como la sensibilidad a la temperatura³³.

4.5 Aplicaciones

La aplicación principal dadas sus características, es en el campo de las cerámicas. El ZrO_2 es uno de los materiales cerámicos más estudiados y se emplea generalmente con otros óxidos (aditivos mencionados anteriormente) con los que se consigue estabilizar su estructura y mejorar sus propiedades mecánicas y de conductividad, además de hacerlo más resistente a la corrosión³².

Dependiendo de la cantidad de aditivos utilizados, la temperatura y el tamaño de grano del ZrO_2 , podemos obtener una amplia gama de materiales cerámicos a partir de la circonita pura (fig. 33)^{33,37}.



Fig. 33 Coronas de zirconia segmento anterior.

4.6 Sistema Lava®

Entre las casas comerciales conocidas por la fabricación de sistemas cerámicos a base de zirconia, destaca 3M ESPE (Seefeld, Alemania), desarrolladores del sistema de coronas LAVA® y del sistema CAD/CAM, para el diseño mediante la obtención de imágenes del tallado por medio de escáner de modelos o escáner intraoral y la fabricación o manufactura de las coronas o puentes mediante maquinaria robotizada^{33,37}.

Las coronas LAVA® están compuestas por óxido de zirconio sinterizado, estabilizado con un bajo porcentaje de óxido de litio. Su dureza, comparable con la de los metales, ha llevado a utilizar este material como base no sólo de prótesis dentales, sino también para prótesis de cadera y de rodilla. Esta cualidad confiere a este tipo de material, las características ideales para ser utilizado como porcelana base para la confección de cofias de prótesis fijas dentales. Esta subestructura cerámica aporta la resistencia adecuada para las coronas totalmente cerámicas³³.

El sistema Lava® es un proceso de CAD/CAM para la fabricación de coronas y puentes de óxido de zirconio para aplicaciones anteriores y posteriores³³. La cerámica para este sistema se compone de óxido de zirconio complementado por una superposición de porcelana especialmente diseñada (Lava® Ceram).

El óxido de zirconio puede ser matizado en siete colores distintos, los cuales se fabrican utilizando CAD/CAM. El zirconio presinterizado aumenta para compensar la contracción durante la sinterización, que se realiza a altas temperaturas en hornos especiales, lo que genera una restauración de alta resistencia con ajuste excelente^{33,38}.

La idea de utilizar las técnicas de CAD/CAM para la fabricación de restauraciones dentales se originó con Duret en la década de 1970. Diez años más tarde desarrolló el Mörmann Cerec®, el primer sistema comercializados por Siemens; actualmente Sirona, lo que permitió las primeras restauraciones fabricadas con esta tecnología³³.

Ha habido una marcada aceleración en el desarrollo de otros Sistemas CAD/CAM de laboratorio, y en los últimos años también de ordenadores y software, que permiten el procesamiento de cerámica policristalina de alta resistencia, como la zirconia³⁷. (Fig. 35)³³



Fig. 35 Coronas anteriores Sistema Lava® Zirconia. Rehabilitación anterior.

4.6.1 Método de trabajo

El método óptimo de trabajo clínico es realizar preparaciones supragingivales donde la estructura del diente se elimine lo menos posible, en comparación con restauraciones de porcelana fundida sobre metal³³.

4.7 Descripción del sistema

4.7.1 Lava® Scan

Lava® Scan funciona mediante la triangulación de luz blanca, una PC con monitor y el software de CAD Lava®. Cuando el modelo de corte se ha colocado en el escáner, los troqueles respectivos actúan sobre el reborde desdentado y se registran automáticamente, se visualiza en el monitor en tres dimensiones de imagen. Con el fin de obtener el mejor diseño, los dientes se pueden escanear y se muestran de forma virtual las irregularidades y socavados sobre la pantalla. El software de Lava® cuenta con un cuchillo de cera virtual y ayuda a realizar los márgenes de la preparación, que son automáticamente detectados y mostrados por el sistema, sin embargo una corrección individual en el modelo también es posible (fig. 36)³³.



Fig. 36 Lava® Scan.

4.7.2 Modelado con Lava® CAD

El software de diseño de cofias actúa con un espesor de pared estándar para las coronas o pilares respectivamente, y selecciona los pónicos adecuados de una biblioteca del sistema, después la forma de la cofias y pónicos pueden ser más individualizadas, mediante registros oclusales (fig. 37)³³.

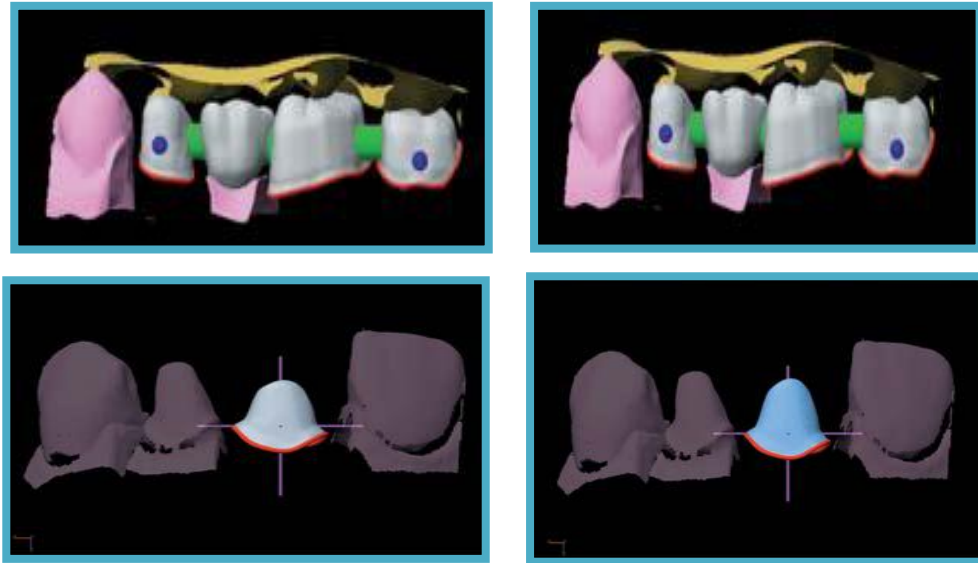


Fig. 37 Diseño y modelado Lava® CAD.

4.7.3 Fresado Sistema Lava® Form

Se realiza mediante herramientas de metal duro para pre-sinterizado Zirconia, los marcos se dan en un tamaño mayor de acuerdo a los parámetros definidos para la sinterización de la carga de óxido de zirconio utilizados, con el fin de compensar la contracción durante el proceso de sinterización.

Este sistema está diseñado para soportar mejor la cerámica de recubrimiento, también la colocación y el tamaño de la brecha de cemento, así como la ampliación del espacio del cemento, se afirma por los valores definidos básico, pero todavía puede ser reajustado para cada dado. Todos los cambios serán prácticamente trazados en el monitor. Una vez completado este proceso, los datos se utilizan para el cálculo de la trayectoria de la mordida (fig. 38)³³.



Fig. 38 Lava® Form Fresado y Bloques de Zirconia.

4.7.4 Sinterización en Lava® Therm

El acabado manual puede llevarse a cabo antes de la sinterización con respecto a la estratificación prescrita con un marco de color compuesto de 7 colores, de acuerdo con VITA® Classic. Es totalmente automatizado, el proceso sinterización se lleva a cabo sin la manipulación manual en un horno especial Lava® aproximadamente en 11 horas entre fases de calentamiento y enfriamiento (fig. 39) ^{33,38}.



Fig. 39 Lava® Therm. Horno de sinterización.

4.7.5 Recubrimiento con Lava® Ceram

El coeficiente de expansión térmica de la porcelana ha sido mediada en -0.2 ppm a la del óxido de zirconio. Las capas de sombra de este sistema se basa en la gama VITA® Classic. Las características estéticas siempre están reguladas por varios componentes adicionales. La translucidez natural se armoniza con el marco transparente de zirconio (fig. 40)^{33, 39}.



Fig. 40 Recubrimiento y terminado Lava® Ceram.

4.8 Indicaciones

Debido a las propiedades mecánicas y ópticas de óxido de zirconio Lava® y el marco Lava® Ceram, podrán ser utilizados en una amplia gama de aplicaciones de coronas y prótesis fijas para los requisitos anterior y posterior unitarias, prótesis fija en más de tres unidades y para rehabilitación de implantes^{33,39}.

4.9 Preparación

La preparación óptima es en hombro con un ángulo interior redondeado o biselado. Con el fin de obtener un óptimo proceso de exploración, los ángulos de $\geq 5^\circ$ (horizontal) y $\geq 4^\circ$ (vertical) (fig. 41) ^{33,39}.

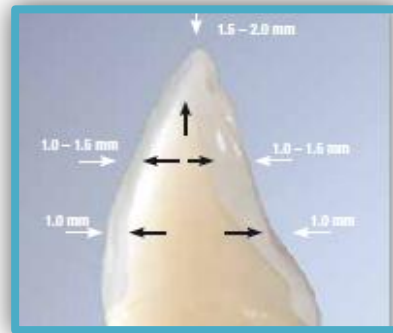


Fig. 41 Preparación óptima para el uso de Zirconia.

4.10 Cementación

La fuerza del óxido de zirconio Lava® Frame es tan alta que la fijación adhesiva no es absolutamente necesaria. Las restauraciones se pueden colocar en la boca de una manera convencional mediante el uso de un cemento de ionómero o mediante el uso de un cemento adhesivo o autoadhesivo.

En el caso de cementos adhesivos, es necesario tener en cuenta que zirconia, a diferencia de la cerámica de vidrio, no se puede grabar y por lo tanto una silanización para la unión es necesaria y permiten un enlace químico directo con óxido de zirconio. En el caso de la cementación convencional se recomienda el uso de cemento de ionómero de vidrio, por ejemplo, Ketac® Cem, fabricado por 3M ESPE®³³.

También podemos utilizar sistemas como (fig. 42)³³:

- Autoadhesivos con la cementación RelyX® Unicem
- Cementación adhesiva con composites fabricado por 3M ESPE®



Fig. 42 Sistema de cementado para Lava® Zirconia.

CAPÍTULO V COMPARACIÓN DE PROPIEDADES MECÁNICAS Y ÓPTICAS DEL DISILICATO DE LITIO Y ZIRCONIA

5.1 Cerámica en la odontología y sus propiedades mecánicas y ópticas

Desde un punto de vista químico, una cerámica es un material inorgánico, no metálico, cuya unión interatómicas es covalente o iónico. Las características del material de cerámica están determinadas por su composición, compuestos básicos y su estructura, es decir, como está conformado químicamente y estructuralmente. Todos los materiales cerámicos dentales pueden ser muy diferentes en su composición química, así como en su estructura y por lo tanto demostrar propiedades diferentes (Fig. 43)^{22,33}.

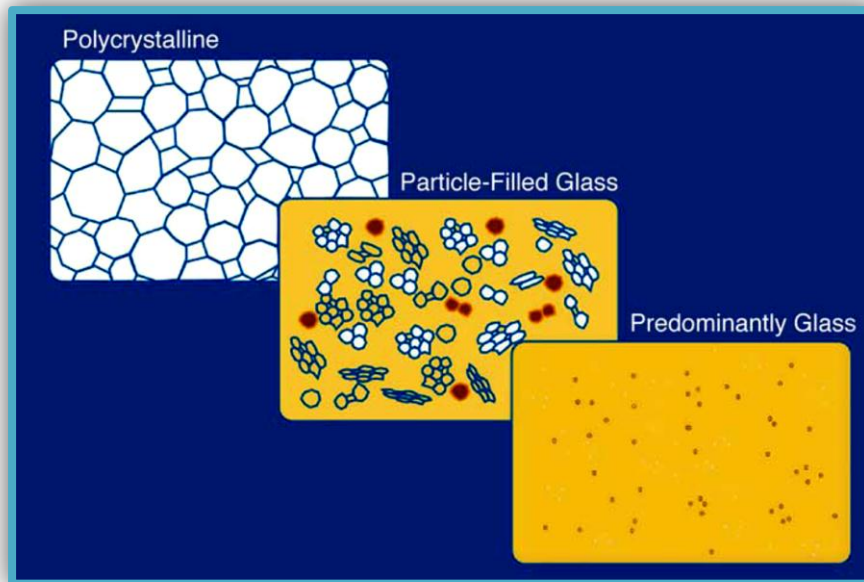


Fig. 43 Representación esquemática de las tres clases básicas de la cerámica dental.

Como se ha descrito anteriormente los sistemas cerámicos a comparar mecánica y ópticamente serán IPS e.max Press® y Zirconia Lava®. Tabla 2¹².

SISTEMAS CERÁMICOS LIBRES DE METAL

Sistema Cerámico	Fabricante	Fase Cristalina	Uso Recomendado	Fabricación
IPS e.max Press®	Ivoclar	Disilicato de Litio	Coronas, Prótesis dentales fijas anteriores de tres unidades	Prensado por calor
LAVA®	3M ESPE	Zirconia	Coronas, Prótesis dentales fijas	CAD/CAM y Sinterizadas

Tabla 2 Propiedades de Sistemas Cerámicos.

5.2 Propiedades mecánicas

Dentro de estas propiedades podemos encontrar principalmente: Tabla 3^{12,40}:

- Fuerza o resistencia a la flexura
- Dureza
- Tenacidad a la fractura

5.2.1 Fuerza o resistencia a la flexura

Tiene gran importancia dentro de los materiales dentales, se define como la tensión o resistencia necesaria para producir una fractura o deformación plástica; resiste a la elongación en una dirección paralela en la dirección de las tensiones^{28, 32}. La fuerza de compresión será intervenida por cualquier estímulo inducido por unidad del área que resista la deformación causada por una carga que tiende a comprimir o acortar un cuerpo^{12,36}.

Es determinada por dos pruebas^{12,40}:

- Puntos de fuerza a la flexura
- Ensayo biaxial de resistencia

En el primero y en segundo se aplica una carga desde arriba sobre un modelo circular mediante un pistón concéntrico con esferas soportadas sobre un espécimen en forma de disco del material a evaluar, sin embargo a diferencia del ensayo biaxial, en la primera prueba se utilizan de 3 a 4 diferentes puntos distribuidos mediante bordes. El ensayo biaxial es más utilizado para evaluar el funcionamiento adecuado de distintos materiales totalmente cerámicos por su poca probabilidad de variación para determinar la fuerza.

5.2.2 Dureza

Es una propiedad mecánica encargada de evaluar la resistencia a la deformación, densificación y fractura. Está determinada por dos diferentes pruebas de microdureza que se les aplica a las cerámicas^{12,40}.

- Dureza de Vickers
- Dureza de Knoop

La dureza Vickers se suele medir con un indentador piramidal simétrico de diamante sobre el material a evaluar, es utilizado por materiales cerámicos y distintas aleaciones.

La dureza Knoop utiliza al igual un indentador de diamante piramidal con base romboidal, se utiliza en materiales más duros; y se puede emplear en casi todos los tipos de materiales, incluyendo los frágiles y elastómeros^{22, 33}.

Las aleaciones o materiales con valores de Vickers y Knoop que sobrepasan la dureza del esmalte, producen desgaste abrasivo de dientes opuestos, otra de las propiedades mecánicas a evaluar.

(fig. 44)^{12,33}.

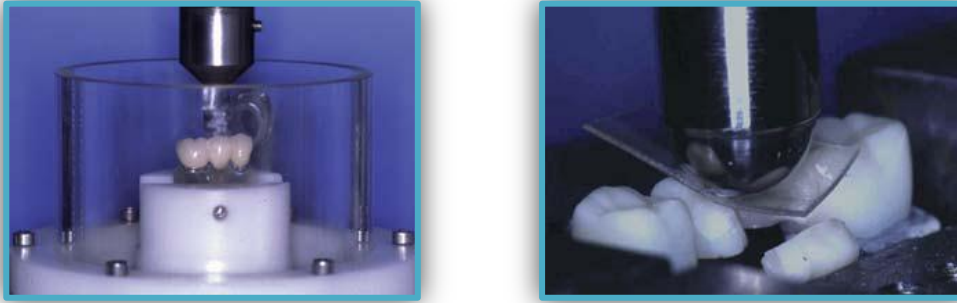


Fig. 44 Prueba de ciclo para simular masticación fuerza biaxial. Prueba de fractura.

5.2.3 Tenacidad a la fractura

Ocurre cuando se sobrepasa el nivel crítico de incremento a la tensión lo que provoca la distorsión de las dimensiones originales de un material, también intervienen para ser evaluadas las pruebas de Vickers y Knoop, que determinan la fuerza límite que se imprime para producir una fractura mecánica y que sea medible la longitud de grieta directa sobre el material utilizado (fig. 45)^{12,40}.



Fig. 45 Medición de fractura ante una carga.

5.2.4 Microestructura

El sistema IPS e.max Press contiene una microestructura compuesta y caracterizada por²⁵:

- Cristales de disilicato de litio 70%
- Estructura en forma de aguja
- Miden entre 3 a 6 μm de longitud.

Por la microestructura del disilicato de litio que presenta, incrementan el estándar de propiedades físicas de otros materiales cerámicos de inyectado como resistencia (fig. 46)²⁵.

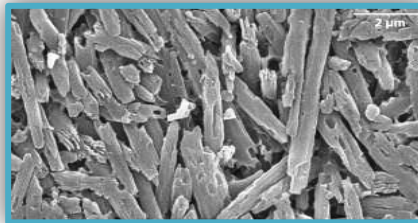


Fig. 46 Microestructura IPS e.max Press Disilicato de litio.

La microestructura de Lava® zirconia esta dispuesta en forma de red, que permite una mayor estabilidad y le confiere propiedades mecánicas mayores como dureza (fig. 47)³³. Tabla 3¹².

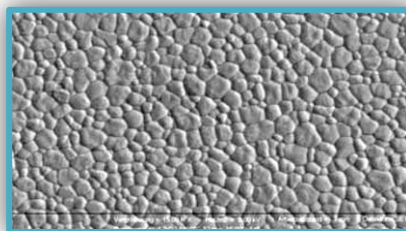


Fig. 47 Microestructura Lava® Zirconia.

PROPIEDADES MECÁNICAS

Propiedades	Sistema IPS e.max Press®	Lava®
Resistencia biaxial	Alta	Muy alta
Tenacidad a la fractura	Alta	Muy alta
Dureza	Media	Muy alta
Solubilidad	Baja	Baja
Temperatura de cristalización	920 a 925 °C	1170°C a 2370°C
Coefficiente de expansión térmico	Bajo	Bajo
Prueba de choques térmicos	Baja	Baja
Abrasividad del esmalte	Baja	*
Ajuste marginal	Suficiente	*

Tabla 3. Comparación de Propiedades Mecánicas Sistemas Cerámicos. (*) Sin evaluar.

5.3 Propiedades ópticas

Dentro de las características que las conforman intervienen elementos biológicos y físicos que inciden en la percepción de luz y color. Como ya hemos definido anteriormente las propiedades ópticas son^{12,13}:

- Translucidez
- Fluorescencia
- Opalescencia

En las cuales intervienen propiedades alternas como refracción y sistemas de color para poder ser evaluadas. Tabla 4¹².

Propiedades	IPS e.max Press®	Lava®
Translucidez	Alta	Opaca
Fluorescencia	Alta	No presenta
Refracción	Alta	Suficiente
Opalescencia	Media	No presenta
Color final	Sistema Chromascop	Sistema Vitapan

Tabla 4 Propiedades Ópticas.

La translucidez en el disilicato de litio se encuentra en varios grados, mientras que la opacidad es controlada por la nanoestructura ya que la dispersión de la luz en entre los cristales y la matriz de vidrio que conforman este material incrementa esta propiedad^{12, 16,17}.

Sin embargo en la zirconia, la translucidez aunque suficiente en comparación es menor, su color es más uniforme y no presenta características ópticas como fluorescencia ni opalescencia^{12,13}. (Fig. 47, 48)³¹.

La estética y función debe estar en armonía³¹:

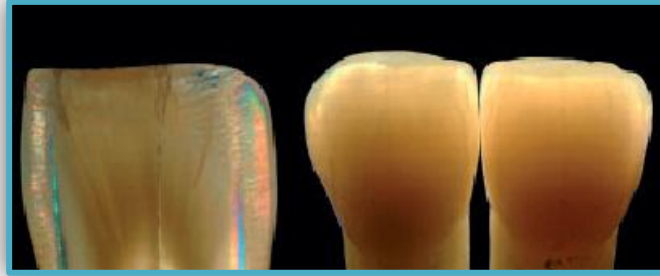


Fig. 47 Propiedades ópticas naturales.

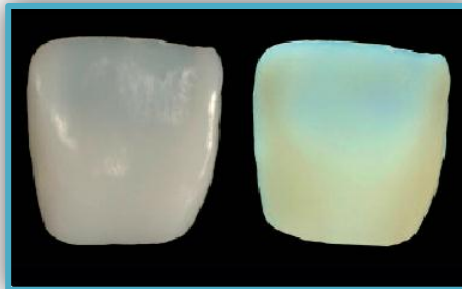


Fig. 48 IPS e.max Press presenta una translucidez y refracción óptimas.

La translucidez del núcleo del disilicato es mayor, sin embargo en el núcleo de zirconio es óptima para la restauración final (fig. 49)³¹.



Fig. 49 Comparación de translucidez.

La estructura de Lava® zirconio no es fluorescente en comparación con el IPS e.max Press®, es por eso que debe ser recubierta con sistema Lava® Ceram (fig. 50)^{31,33}.



Fig. 50 Comparación de fluorescencia.

Si se compara una dentina IPS e.max Press® con un diente natural, observaremos una translucidez y fluorescencia parecidas (fig. 51)³².



Fig. 51 Comparación de translucidez y fluorescencia.

CONCLUSIONES

En los sistemas cerámicos libres de metal principalmente se busca cubrir las exigencias estéticas, actualmente el conocimiento y la demanda de elección ha llevado al desarrollo de muchos materiales que cumplen con este propósito, brindando características estructurales óptimas para el uso clínico, obteniendo resultados estéticos, funcionales y biocompatibles. Se ha descrito el disilicato de litio y zirconia como materiales restauradores, y como una alternativa de elección frente a la comparación de propiedades ópticas y mecánicas; combinando la estética con la funcionalidad.

Dentro de las propiedades ópticas como translucidez, opalescencia y fluorescencia podemos decir que los sistemas cerámicos a base de disilicato de litio representan una opción para la rehabilitación de la zona anterior como principal indicación mediante coronas unitarias, pues sus propiedades demuestran ser más cercanas al entorno natural y biocompatibilidad; sin embargo estructuralmente dentro de sus propiedades mecánicas, sólo son suficientes para cubrir las necesidades requeridas, superando a otros sistemas con propiedades vítreas.

Las cerámicas con núcleo de zirconia, sistemas con tecnología CAD/CAM, cumplen con estándares estructurales muy altos, por su resistencia, tenacidad a la fractura y dureza propiedades mecánicas de acuerdo a su estructura policristalina, misma que reduce las propiedades ópticas como la opalescencia y translucidez cualidades que presenta, pero dependiendo del tipo de núcleo, aumenta o disminuye su refracción a la luz, sin embargo cumplen con los requerimientos necesarios, ya que es un material inerte y biocompatible con el medio bucal.

Es importante tomar en cuenta que la elección y confección de estos materiales dependerá de protocolos de preparación, colocación y cementación establecidos para que sus propiedades señaladas estén presentes, así como parámetros que nos ayudaran a identificar el objetivo a lograr dentro de nuestros tratamientos.

Aunque los sistemas cerámicos a base de disilicato de litio y zirconia cumplen con las necesidades estéticas y funcionales, estudios demuestran que ninguno cubre al cien por ciento estas, ya que por su composición estructural vítrea con partículas de relleno y policristalina respectivamente; el primero se caracteriza más por tener mejores propiedades ópticas, mientras que el segundo ofrece mejores propiedades estructurales. Sin embargo el clínico debe evaluar las necesidades y expectativas de cada caso, realizando la unión de la estética con funcionalidad estructural.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ¹ García EJ, Momose T, Mongrue OP, Aplicación clínica de los parámetros estéticos en odontología restauradora. Acta Odontol. Venezuela. 2009; 47 (1):1-8.
- ² Magne P, Belser U. Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: a biomimetic approach. Quintessence Publishing. Chicago. 2002.
- ³ Academy of prosthodontics. The 8th glossary of prosthodontics term. JDP. 2005; 94-93.
- ⁴ Blanco, DI. El arte en la medicina: las proporciones divinas. Ciencia UANL. 2004; 7(2):1-5.
- ⁵ Goldstein RE. Odontología estética. Ars Medica. Barcelona. 2002(1):3
- ⁶ Burgué J. La cara, sus proporciones estéticas. Ed. CIMEQ, La Habana, Cuba.2004; (1):1-11.
- ⁷ Oliveira M, Nogueira G, Olivera V, Viera A. Anterior dental esthetics: an interdisciplinary case report. International Journal of dentistry. 2005; 94: 530-8.
- ⁸ McIntyre F. Restoring esthetics and anterior guidance in worn anterior teeth. A conservative multidisciplinary approach. The journal of American dental association.2000; 131: 1279-1283.
- ⁹ Hasanreisoglu U, Berkson S, Aras K. An analysis of maxillary anterior teeth: Facial and dental proportions. The journal of prosthetic dentistry. 2005; 94: 530-8.
- ¹⁰ Mallat DE, Mallat CE. Fundamentos de la estética bucal en el grupo anterior. Ed. Quinessence books, Barcelona 2001. 15-33.
- ¹¹ Morley J, Eubank J. Macroesthetic elements of smile design. J Am Dent Assoc. 001; 132:39-45.
- ¹² Rosenstiel, Land, Fujimoto. Prótesis Fija Contemporánea. 4^{ta} edición. Elsevier, España. 2009.

- ¹³ Terry Da, Geller W, Tric O. Anatomical form defines color: Function, form and aesthetics. *Prac Proced Aesthet Dent*. 2002; 14 (1): 59-67.
- ¹⁴ Dawson DE, Oclusión funcional diseño de la sonrisa a partir de la ATM. 1^a Ed. Amolca, Colombia 2009.
- ¹⁵ Proffit W, Fields HW. Ortodoncia contemporánea. 4^{ta} Ed. Elsevier Mosby, España 2008.
- ¹⁶ Chu S, Ahmad I. Historical Perspective of Synthetic Ceramic and Traditional Feldspathic Porcelain. *PractProcedAesthet Dent* 2005;17(9):593-598.
- ¹⁷ Guzmán HJ. Biomateriales Odontológicos de Uso Clínico. 4^a Edición, Bogota: Ecoe Ediciones, 2007.
- ¹⁸ Chiche G, Pinault A. Prótesis Fija Estética en dientes anteriores. Ed. Masson, España 1998.
- ¹⁹ Conrad H, Seong W, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *The journal of prosthetic dentistry*. 2007;9(3):399-404
- ²⁰ Sukumaran VG, Bharadwaj N. Ceramics in Dental Applications. *Trends Biomate.Artif. Organs*.2006;20(1):7-11.
- ²¹ Martínez RF. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. *RCOE* 2007;12(4):253-263.
- ²² Kelly JR. What is this stuff anyway? *J. Dental ceramics*. *Am Dent Assoc* 2008;139;4S-7S.
- ²³ Spear F, Which All-Ceramic System Is Optimal for Anterior Esthetics?. Holloway J. *J Am Dent Assoc* 2008;139;19S-24S.
- ²⁴ Bottino MA. Estética en rehabilitación oral metal free. Ed. Artes medicas latinoamericana. Brasil 2001.
- ²⁵ Ivoclar Vivadent. IPS e.max Lithium Disilicate: The Future of All Ceramic Dentistry. *Material Science, Practical Applications, Keys to Success*. Amherst, N.Y.: Ivoclar Vivadent. 2009:1-15.

- ²⁶ Donovan TE. Metal- Free Dentistry. Journal of esthetic and restorative. 2005;17:141-143.
- ²⁷ IPS e.max Press. Instructions for use. Amherst, N.Y.: Ivoclar Vivadent. 2009:1-64.
- ²⁸ Toksavul S, Toman M. A short term-clinical evaluation of IPS Empress 2 Crowns. Journal Prosthodont. 2007; 20:168-172.
- ²⁹ IPS e.max CAD. Instructions for use. Amherst, N.Y.: Ivoclar Vivadent. 2009:1-68.
- ³⁰ IPS e.max Clinical guide. Amherst, N.Y.: Ivoclar Vivadent. 2009:1-35.
- ³¹ Bruguera A. Special e.dition, IPS e.max press. Ivoclar Vivadent. 2006.
- ³² Manicone PF, Rossi PI, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. Elsevier. Roma, Italia. 2007: 1-8.
- ³³ 3M ESPE Lava® Crowns and Bridges. Technical. 2006: 1-52
- ³⁴ Curtis AR, Wright A.J, Fleming GJP. The influence of simulated masticatory loading regimes on the biaxial flexure strength and reliability of a Y-TZP dental ceramic. 2005: submitted.
- ³⁵ Suttor D, Bunke K, Höscheler S, Hauptmann H, Hertlein G. Lava - The System of All-ceramic ZrO₂ Crown and Bridge Frameworks. Int. Jour. Of Computerized Dentistry 2001; 4:195.
- ³⁶ Little DA, Graham L. Zirconia: Simplifying Esthetic Dentistry. Compend Contin Educ Dent. 2004;25 (6): 490-4.30.
- ³⁷ Zivko B, Carek A, Jakovac M, Zirconium Oxide ceramics in Prosthodontics, Department of Prosthodontics School of Dental Medicine University of Zagreb. Acta Stomatol Croat. 2005; 39.
- ³⁸ Parker Richard M. "Use of Zirconia in Restorative Dentistry" Dentistry Today. 2007;26(3).
- ³⁹ Saadet S, Mehmeta K, Cenker K, Sema A. Effect of Zirconium- oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. The Journal Prosthetic Dentistry. 2006;95(6).

⁴⁰ Shereen S, Ghada M, William M, Khalil MF. Effect of esthetic core shades on the final color of IPS Empress all-ceramic crowns. The journal of prosthetic dentistry. 2006; 397-401.